

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant:	Takayuki Suzuki	Examiner:	Unassigned
Serial No:	To be assigned	Art Unit:	Unassigned
Filed:	Herewith	Docket:	17500
For:	CLOSE-WOUND COIL AND MEDICAL TREATMENT TOOL USING THIS COIL	Dated:	March 1, 2004

Mail Stop Patent Application
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

CLAIM OF PRIORITY

Sir:

Applicant in the above-identified application hereby claims the right of priority in connection with Title 35 U.S.C. § 119 and in support thereof, herewith submits a certified copy of Japanese Patent Application No. 2003-056215 (JP2003-056215) filed March 3, 2003.

Respectfully submitted,



Thomas Spinelli
Registration No.: 39,533

Scully, Scott, Murphy & Presser
400 Garden City Plaza
Garden City, New York 11530
(516) 742-4343

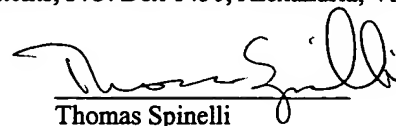
CERTIFICATE OF MAILING BY "EXPRESS MAIL"

Express Mailing Label No.: EV244124525US

Date of Deposit: March 1, 2004

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service "Express Mail Post Office to Addressee" service under 37 C.F.R. § 1.10 on the date indicated above and is addressed to Mail Stop Patent Application, Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.

Dated: March 1, 2004


Thomas Spinelli

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 3 月 3 日
Date of Application:

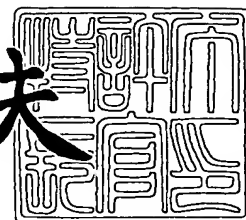
出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 0 5 6 2 1 5
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 0 5 6 2 1 5]

出 願 人 オ リ ン パ ス 光 学 工 業 株 式 有 限 公 司
Applicant(s):

2 0 0 3 年 9 月 2 5 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 0 7 8 9 9 5

【書類名】 特許願

【整理番号】 02P02028

【提出日】 平成15年 3月 3日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 1/00

【発明の名称】 密巻コイル及びこの密巻コイルを用いた医療用処置具

【請求項の数】 6

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbas 光学
工業株式会社内

 【氏名】 鈴木 孝之

【特許出願人】

 【識別番号】 000000376

 【氏名又は名称】 オリnbas 光学工業株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100058479

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 鈴江 武彦

 【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

 【識別番号】 100091351

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

 【識別番号】 100084618

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

【識別番号】 100100952

【弁理士】

【氏名又は名称】 風間 鉄也

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0010297

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 密巻コイル及びこの密巻コイルを用いた医療用処置具

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、

前記素線は、その素線軸に対して垂直な断面において、前記断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸に関する断面 2 次モーメントが、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直で前記第 1 の軸に平行な第 3 の軸に関する断面 2 次モーメントよりも小さくなるように形成されていることを特徴とする密巻コイル。

【請求項 2】 素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、

前記素線の素線軸に対して垂直な断面は、この断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸と、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直で前記第 1 の軸と平行な第 3 の軸とを有し、

前記素線の曲げ剛性は、前記第 2 の軸または前記第 3 の軸に沿う前記素線の断面寸法のうち最も長い寸法を直径とする真円を断面形状とする基準素線の曲げ剛性と略同じであり、

前記素線の捩じり剛性は、前記基準素線の捩じり剛性以下であることを特徴とする密巻コイル。

【請求項 3】 素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、

前記素線の素線軸に対して垂直な断面は、この断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸に沿う寸法が、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直で前記第 1 の軸に平行な第 3 の軸に沿う寸法よりも大きいことを特徴とする密巻コイル。

【請求項 4】 前記素線は、その捩じり剛性が、所定の直径の真円を断面形状とする素線のそれと略同一になるように、前記断面の寸法を設定した時に、第 3 の軸に関する曲げ剛性が真円を断面形状とする素線の曲げ剛性よりも大きいこ

とを特徴とする請求項 3 に記載の密巻コイル。

【請求項 5】 前記素線は、第 3 の軸に関する曲げ剛性が、所定の直径の真円を断面形状とする素線のそれと略同一になるように、前記断面の寸法を設定した時に、捩じり剛性が真円を断面形状とする素線の捩じり剛性よりも小さいことを特徴とする請求項 3 に記載の密巻コイル。

【請求項 6】 請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載の密巻コイルと、

前記密巻コイルの基端に設けられ、前記密巻コイルをその第 1 の軸を中心に回転操作するための回転操作手段と、

前記密巻コイルよりも先端側に位置し、前記回転操作手段による回転操作力を前記密巻コイルを介して受ける処置部と、

を具備することを特徴とする医療用処置具。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、素線を所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することにより形成される密巻コイル及びこの密巻コイルを用いた医療用処置具に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

内視鏡のチャンネルを通じて体内に導入される医療用処置具は、概して、先端に設けられた処置部と、手元側基端部に設けられた操作部と、前記操作部の操作力を前記処置部に伝達する力伝達部材とを備えている。

【0 0 0 3】

前記力伝達部材は、体内の曲がりくねった管腔内に導入される内視鏡の長いチャンネル内に挿通されることから、屈曲や圧縮等に耐え、なおかつ、前記操作部側からの操作力を確実に前記処置部に伝達することが要求される。

【0 0 0 4】

そのため、断面が円形の素線を所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することにより形成される密巻コイルが、前記力伝達部材として広く用いられている（

例えば、特許文献1参照)。

【0005】

そのような密巻コイルを力伝達部材として備える医療用処置具の従来例が図42に示されている。図示のように、この医療用処置具100は、先端に設けられた処置部102と、手元側基端部に設けられた操作部106と、操作部106と処置部102とを接続する密巻コイル104とを備えている。また、医療用処置具100を体内に導入するための内視鏡200は、体内の管腔内などに挿入される挿入部202と手元側操作部206とを備えており、挿入部202内には、医療用処置具100を挿通するためのチャンネル208が形成されている。また、挿入部202の先端には、操作部206に設けられた操作ノブ(図示せず)によって湾曲操作される湾曲部204が設けられている。

【0006】

【特許文献1】

特開昭56-112221号公報

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、従来の密巻コイルにおいては、1つの大きな課題が存在する。すなわち、図42に示されるように、内視鏡200が例えば体内の曲がりくねった管腔内に導入されて、内視鏡200の挿入部202が複雑に屈曲していると、挿入部202のチャンネル208内に挿通される医療用処置具100の密巻コイル104も長い距離にわたって複雑に屈曲してしまうが、この時、例えば処置部102の姿勢を変更すべく、操作部106を回転させて、その回転力を密巻コイル104を介して処置部102に伝達しようとしても、密巻コイル104に伴う様々な要因により、処置部102が思い通りに回転しない場合がある。特に湾曲部204が鋭い角度で湾曲している状態では、湾曲部204の先にある処置部102に対して回転力をリニアに伝達することが非常に難しくなる。

【0008】

図42に示されるような屈曲状態における従来の密巻コイルの回転伝達性能が、図43に概略的に示されている。図43に実線で示されるように、従来の密巻

コイルでは、図 4 2 に示されるような屈曲状態で操作部 1 0 6 を回転させても、密巻コイル 1 0 4 の回転に遅れや飛び（ムラ）が発生して、処置部 1 0 2 が操作部 1 0 6 の回転にうまく追従できない。すなわち、図 4 3 に破線で示されるように、操作部 1 0 6 の回転角度（入力角度）がそのまま処置部 1 0 2 の回転角度（出力角度）となって現われること（入力角度＝出力角度）が理想的ではあるが、現実には、図 4 3 に実線で示されるように、密巻コイル 1 0 4 の回転遅れや回転飛び等に起因して、入力角度と出力角度との間に遅れ等が生じ（入力角度－遅れ角度＝出力角度）、回転出力が一定せず、狙った回転角度への微調整がし難い。

【0009】

本発明は前記事情に着目してなされたものであり、その目的とするところは、良好な回転伝達性能を有する密巻コイル及びこの密巻コイルを用いた医療用処置具を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】

前記課題を解決するために、請求項 1 に記載された発明は、素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにならって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、前記素線は、その素線軸に対して垂直な断面において、前記断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸に関する断面 2 次モーメントが、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直で前記第 1 の軸に平行な第 3 の軸に関する断面 2 次モーメントよりも小さくなるように形成されていることを特徴とする。

【0011】

また、請求項 2 に記載された発明は、素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにならって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、前記素線の素線軸に対して垂直な断面は、この断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸と、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直で前記第 1 の軸と平行な第 3 の軸とを有し、前記素線の曲げ剛性は、前記第 2 の軸または前記第 3 の軸に沿う前記素線の断面寸法のうち最も長い寸法を直径とする真円を断面形状とする基準素線の曲げ剛性と略同じであり、前記素線の捩じ

り剛性は、前記基準素線の捩じり剛性以下であることを特徴とする。

【0012】

また、請求項3に記載された発明は、素線を所定の第1の軸を中心に所定の長さにならって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、

前記素線の素線軸に対して垂直な断面は、この断面の中心を通り且つ前記第1の軸と垂直な第2の軸に沿う寸法が、前記断面の中心を通り且つ前記第2の軸に対して垂直で前記第1の軸に平行な第3の軸に沿う寸法よりも大きいことを特徴とする。

【0013】

また、請求項4に記載された発明は、請求項3に記載された発明において、前記素線は、その捩じり剛性が、所定の直径の真円を断面形状とする素線のそれと略同一になるように、前記断面の寸法を設定した時に、第3の軸に関する曲げ剛性が真円を断面形状とする素線の曲げ剛性よりも大きいことを特徴とする。

【0014】

また、請求項5に記載された発明は、請求項3に記載された発明において、前記素線は、第3の軸に関する曲げ剛性が、所定の直径の真円を断面形状とする素線のそれと略同一になるように、前記断面の寸法を設定した時に、捩じり剛性が真円を断面形状とする素線の捩じり剛性よりも小さいことを特徴とする。

【0015】

また、請求項6に記載された医療用処置具は、請求項1ないし請求項5のいずれか1項に記載の密巻コイルと、前記密巻コイルの基端に設けられ、前記密巻コイルをその第1の軸を中心に回転操作するための回転操作手段と、前記密巻コイルよりも先端側に位置し、前記回転操作手段による回転操作力を前記密巻コイルを介して受ける処置部とを具備することを特徴とする。

【0016】

【発明の実施の形態】

本発明の具体的な実施形態について説明する前に、まず、本発明の基本的な概念について説明する。

【0017】

従来の密巻コイルにおいて、入力角度と出力角度との間に遅れ等を生じさせる（図43参照）原因は主に2つある。

【0018】

その原因の1つ目は、密巻コイルが剛体ではないことに伴う密巻コイルの捩じり変形による応力の蓄積である。すなわち、密巻コイルの一端に回転力が入力された際に、密巻コイルが捩じり変形を起こすと、回転力の一部が内部応力として密巻コイルに蓄積されることから、密巻コイルの他端で出力される回転角度は、密巻コイルの一端で入力された回転角度と一致しなくなる。したがって、密巻コイルの捩じり剛性が大きい場合には、密巻コイルにおける応力の蓄積が小さいため、回転に遅れや飛びが発生しにくく、したがって、回転伝達性能が高い。これに対し、密巻コイルの捩じり剛性が小さい場合には、密巻コイルにおける応力の蓄積が大きくなるため、回転に遅れや飛びが発生し易く、したがって、回転伝達性能が悪くなる。

【0019】

また、入力角度と出力角度との間に遅れ等を生じさせる2つ目の原因は、内視鏡のチャンネルと密巻コイルとの間に生じる摩擦抵抗である。すなわち、図1に示されるように、複雑に屈曲した内視鏡のチャンネル2内に密巻コイル4が挿通された状態では、屈曲部付近に位置する複数の各部Pで密巻コイル4がチャンネル2の内面に圧接され、これによって、摩擦抵抗が発生する。この場合、密巻コイル4の曲げ剛性が小さい場合には、屈曲する密巻コイル4とチャンネル2との接触点Pにおける面圧が小さくなるため、摩擦抵抗も小さくなる。しかしながら、密巻コイル4の曲げ剛性が大きい場合には、屈曲する密巻コイル4とチャンネル2との接触点Pにおける面圧も大きくなるため、摩擦抵抗も大きくなる。

【0020】

以上の2つの原因を考慮すると、密巻コイルの回転伝達性能を向上させるためには、密巻コイルの捩じり変形による応力の蓄積を減らし、また、内視鏡のチャンネルと密巻コイルとの間に生じる摩擦抵抗を小さくすることが必要である。すなわち、密巻コイルの捩じり剛性を大きくして、密巻コイルの曲げ剛性を小さく

すれば、密巻コイルの回転伝達性能を向上させることができる。

【0021】

ところで、密巻コイルの捩じり剛性および曲げ剛性は、そもそも、密巻コイルを形成する素線の曲げ剛性および捩じり剛性にそれぞれ対応していると考えることができる。すなわち、図2に示されるように、円形断面の素線8を所定の長さにならって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイル10を考えると、密巻コイル10の捩じりは、図3に示されるように、素線8の曲げに相当している。具体的には、密巻コイル10をその巻き方向に捩じると、曲がり梁を形成する素線8の部位は、図3の(b)に示されるように内側に向けて曲げられ、逆に、密巻コイル10をその巻き方向と反対の方向に捩じると、曲がり梁を形成する素線8の部位は、図3の(a)に示されるように外側に向けて曲げられるようになる。したがって、密巻コイル10の捩じり剛性は、密巻コイル10を形成する素線8の曲げ剛性に対応すると言える。

【0022】

一方、密巻コイル10の曲げは、図4に示されるように、素線8の捩じりに相当する。なぜなら、密巻コイル10を曲げると、素線8は、その隣り合う巻回部分同士が互いに離れるように変形し、捩じり方向の力を受けるからである。したがって、密巻コイル10の曲げ剛性は、密巻コイル10を形成する素線8の捩じり剛性に相当すると言える。なお、図4の(b)は、図4の(a)に示されるように素線8に捩じりトルクが作用した時の素線8における応力分布を示している。

【0023】

以上の点をまとめると、密巻コイル10の回転伝達性能を向上させるためには、密巻コイル10の捩じり剛性を大きくし、また、密巻コイル10の曲げ剛性を小さくすることが必要であり、そのためには、密巻コイル10を形成する素線8の曲げ剛性を大きくし、また、素線8の捩じり剛性を小さくすることが必要となる。

【0024】

しかしながら、従来の密巻コイル10は、この条件を簡単に満たすことができ

ない。なぜなら、従来の密巻コイル 10 は、素線 8 の断面形状が円形であることから、密巻コイル 10 の捩じり剛性を向上させるべく素線 8 の外径を大きくすると、それに伴って、密巻コイル 10 の曲げ剛性も大きくなってしまうからである。したがって、素線 8 が円形断面の場合には、外径寸法を単に変化させるだけで、密巻コイル 10 の回転性能を向上させることは難しい。

【0025】

本発明者は、以上説明した全ての点を熟慮し、結果として、ある一定の条件下で、素線における断面 2 次モーメントの相互関係が前記条件に大きく関与してゐることを知見した。また、ある一定の条件の下では、素線が円形断面であっても、前記条件を簡単に満たすことができることを知見した。

【0026】

以下では、このような知見（本発明の概念）に基づく具体的な実施形態について説明する。

【0027】

図 5～図 7 は本発明の第 1 の実施形態を示している。

【0028】

図 5 に示されるように、本実施形態の密巻コイル 20 は、素線 18 を所定の第 1 の軸 O_1 を中心に所定の長さにならって螺旋状に密に巻回することによって形成されている。素線 18 は、その素線軸 O_2 に対して垂直な断面 S において、断面 S の中心 O_2 を通り且つ第 1 の軸 O_1 と垂直な第 2 の軸 O_3 に関する断面 2 次モーメント I_1 が、断面 S の中心 O_2 を通り且つ第 2 の軸 O_3 に対して垂直な第 3 の軸 O_4 に関する断面 2 次モーメント I_2 よりも小さくなるように形成されている。具体的には、素線 18 の断面 S は、第 2 の軸 O_3 に沿う寸法 Y が第 3 の軸 O_4 に沿う寸法 X よりも大きい略矩形状を成しており（断面 S の縦／横比が 1 よりも大きく、第 2 の軸 O_3 に沿う両端に曲率の大きい円弧を有している）、いわば、素線 18 の隣り合う巻回部分の断面 S 同士がその短径方向で密接するような配列状態（図 5 の状態）を成して密巻コイル 20 が形成されている。素線 18 のこのような断面形状は、例えば、円形断面の素線を第 3 の軸 O_4 に沿う方向で圧延することにより低コストで形成される。

【0029】

また、本実施形態において、素線 18 は、その捩じり剛性が、直径 d の真円を断面形状とする素線（以下、これを第 1 の基準素線という）のそれと同等（略同一）になるように、その断面 S の寸法が設定されている。具体的には、素線 18 を縦寸法 Y および横寸法 X の矩形形状に近似して考えると、 Y 、 X と d との関係が、

$$d = (32 \xi_1 Y X^3 / \pi)^{1/4} \dots (1)$$

となるように設定されている。

【0030】

ここで、 ξ_1 は Y/X によって決定される定数である。

【0031】

因みに、式 (1) は、以下のように導出される。

【0032】

すなわち、長さ L の棒に T の捩じりモーメントを加えた時のねじれ角 ϕ は、

(i) 円形断面の時、

$$\phi_R = 32 T L / \pi d^4 G \quad (G \text{ は横弾性係数 (材質により決まる定数)})$$

)

であり、

(ii) 矩形断面の時、

$$\phi_L = T L / \xi_1 Y X^3 G \quad (Y > X)$$

であり、

捩じり剛性が同等であるということは、同じ捩じりモーメントを加えた時のねじれ角（変形量）が同じであるということであるから、

$$\phi_R = \phi_L$$

となり、したがって、

$$32 T L / \pi d^4 G = T L / \xi_1 Y X^3 G$$

となり、その結果、

$$d = (32 \xi_1 Y X^3 / \pi)^{1/4}$$

を得る。

【0033】

なお、本実施形態において、素線 18 の素材としては、湾曲変形、引張り荷重、圧縮荷重に耐え、なおかつ、耐食性が高い素材が好適である。そのような素材としては、例えば、バネ用ステンレス鋼線（SUS304-WPB、SUS316-WPA、SUS301、SUS302-WPB、SUS631J1-WPC）、ニッケルチタニウム合金（超弾性特性を有する）、ピアノ線、オイルテンパー線、タングステン線等を挙げることができる。

【0034】

このように、本実施形態の密巻コイル 20 において、素線 18 は、前述したように第 3 の軸 O4 に関する断面 2 次モーメント I_2 が第 2 の軸 O3 に関する断面 2 次モーメント I_1 よりも大きくなるように形成されている。そのため、曲がり梁を形成する素線 18（図 6 参照（図 6 には、素線 18 に曲げ力 F1 を作用させる状態が示されている））の第 2 の軸 O3 に沿う方向での曲げ剛性を大きくすることができる。したがって、密巻コイル 20 の捩じり剛性を、従来の円形断面の素線からなる密巻コイルのそれに比べて大きくすることができ、結果的に、従来よりも回転伝達性能（回転追従性）を向上させることが可能になる。

【0035】

特に、本実施形態の密巻コイル 20 は、このようなそれ自身の素線 18 における断面 2 次モーメント I_1 、 I_2 の相互関係に加え、素線 18 の捩じり剛性が前記第 1 の基準素線の捩じり剛性と同等になるように、素線 18 の断面 S の寸法が設定されている（図 7 には、素線 18 に捩じり力 F2 を作用させた状態が示されている）。したがって、密巻コイル 20 の曲げ剛性は、前記第 1 の基準素線によって形成される密巻コイル（以下、第 1 の基準密巻コイルという）の対応する曲げ剛性と同等になる。

【0036】

また、このように、素線 18 の捩じり剛性が前記第 1 の基準素線の捩じり剛性と同等に設定されると、必然的に、素線 18 の曲げ剛性は、前記第 1 の基準素線のそれに比べて大きくなる。例えば、縦寸法 Y および横寸法 X（ $Y = 1.5X$ ）の矩形断面素線（素線 18）と直径 d の円形断面素線（第 1 の基準素線）につい

て、捩じり剛性が同等である場合の、それぞれの断面 2 次モーメント I_L , I_R を算出すると、

(i) 縦寸法 Y および横寸法 X ($Y = 1.5X$) の矩形断面素線 (素線 18) の断面 2 次モーメント I_L は、

$$\begin{aligned} I_L &= Y^3 X / 12 \\ &= (1.5X)^3 X / 12 \\ &= 0.28125 X^4 \end{aligned}$$

(ii) 直径 d の円形断面素線 (第 1 の基準素線) の断面 2 次モーメント I_R は、

$$\begin{aligned} I_R &= \pi r^4 / 4 \\ &= (\pi / 4) (d / 2)^4 \quad \dots (2) \end{aligned}$$

となる。

【0037】

ここで、捩じり剛性が同等であるという条件に基づいて、式 (2) に式 (1) を代入すると、

$$I_R = (\pi / 64) (32 \xi_1 Y X^3 / \pi)$$

となる。

【0038】

また、 $Y = 1.5X$ の時、 $\xi_1 = 0.1958$ であるから、

$$\begin{aligned} I_R &= (\pi / 64) (32 \times 0.1958 \times 1.5 X^4 / \pi) \\ &= 0.1468 X^4 \end{aligned}$$

となる。

【0039】

したがって、 $I_L / I_R = 1.91$ となり、矩形断面素線である素線 18 の曲げ剛性 ($E I_L$ (E は弾性率)) は、第 1 の基準素線 (円形断面) の曲げ剛性 ($E I_R$) の約 2 倍となる (したがって、密巻コイル 20 の捩じり剛性は、第 1 の基準密巻コイルのその 2 倍になる)。

【0040】

つまり、本実施形態の密巻コイル 20 は、その捩じり剛性が前記第 1 の基準密

巻コイルのそれよりも大きく且つその曲げ剛性が前記第1の基準密巻コイルのそれと同等になっている。したがって、本実施形態の密巻コイル20の回転伝達性能（回転追従性）は、前記第1の基準密巻コイルのそれよりも向上する。

【0041】

また、本実施形態の密巻コイル20は、以上説明した特性および形態を成すことにより、以下に示されるような各種の作用効果を得ることもできる。

【0042】

すなわち、従来のように、素線の断面形状が円形であると、図10の（a）に示されるように、コイル10の素線8同士が点で接触するため、コイル10が湾曲された状態で両端に強い圧縮方向の力Fが作用すると、素線8同士がズレ、永久変形に至り易い。また、図10の（b）に示されるように、素線8Aの断面形状が円形ではなく矩形であっても、断面の横方向（コイル10Aの長手方向）の寸法が縦方向の寸法に比べて長いと、僅かなズレによって、素線8A同士が径方向で重なり合い、コイル長が縮んで、更に重度の変形を起こす。そのため、永久変形がより起こり易いという問題がある。

【0043】

これに対し、本実施形態の密巻コイル20は、素線8の断面Sの縦／横比が1よりも大きく且つ素線8の断面形状が略矩形を成しているため、素線8同士が面で接触し、素線8同士がズレにくい（図10の（c））。また、素線8同士の接触面の縦方向の長さに余裕があるため、従来と同じ量T（図10の（b）および（c）参照）だけズレても、素線8同士が径方向で重なり難い。したがって、永久変形に至りにくく、耐圧縮性能が向上する。

【0044】

また、従来にあっては、図42に示したごとく、処置具100が内視鏡200の先端の湾曲部204をスムーズに通過できるように、密巻コイル104の先端に可撓性が高い別個の密巻コイル112を接続しているが、このように可撓性が高い別個のコイル112を処置部102と密巻コイル104との間に介在させると、密巻コイル全体の捩じり剛性が密巻コイル104だけの場合に比べて低下してしまうため、回転伝達性能が更に低下するという結果を招く。

【0045】

これに対し、本実施形態の密巻コイル20は、前述したように従来に比べて曲げ剛性が小さいため、内視鏡の湾曲部をスムーズに通過できる。よって、捩じり剛性が高い（可撓性が高い）別個のコイルを繋ぐ必要がないため、回転性能が低下しない。

【0046】

なお、本実施形態の密巻コイル20において、素線18の捩じり剛性は、前記基準素線の捩じり剛性と同等になっているが、前記基準素線の捩じり剛性よりも小さくなっていても良い。これにより、密巻コイル20の回転伝達性能を更に向上させることができる。

【0047】

また、図8に示されるように、本実施形態の密巻コイル20を医療用処置具30に適用する場合には、例えば、密巻コイル20の先端に処置部（エンドエフェクタ）22が固着され、密巻コイル20の基端に操作部24が固着される。また、密巻コイル20の内孔に操作ワイヤが挿通され、操作ワイヤの先端にはエンドエフェクタ22の可動エレメントが接続されるとともに、操作ワイヤの基端には操作部24に可動自在に設けられたハンドル25が接続される。したがって、このような構成では、ハンドル25を操作部に対して前後に動かすと、前記操作ワイヤが密巻コイル20に対して前後に動き、エンドエフェクタ22が動作する。また、操作部24の全体を回転させると、密巻コイル20に捩じりトルクが伝わり、密巻コイル20の先端のエンドエフェクタ22が回転する。その際の回転伝達性は、前述した理由により、極めて良好となる。なお、エンドエフェクタ22としては、生検鉗子、把持鉗子、高周波電流を流せる絞扼器、バスケット鉗子等、様々な形態のものを採用することができる。

【0048】

また、本実施形態に係る密巻コイル20を医療用処置具に適用する場合、図11の（a）に示されるようにエンドエフェクタ22を内視鏡のチャンネル2から露出させて、体腔内の組織Xを処置するためにエンドエフェクタ22を組織Xに押し付ける場合を想定すると、チャンネル2から露出した密巻コイル20の先端

側部位 20A には、チャンネル 2 の内部にある手元側部位 20B とは異なり、チャンネル 2 による径方向での規制が存在しない。このような場合、円形断面の素線 8 からなる従来の密巻コイル 10 では、図 12 の (a) 示されるように、エンドエフェクタ 22 を組織 X に押し付けた際に、組織 X と内視鏡との間で露出する密巻コイル 10 の先端側部位 10A の途中部分 P が座屈する（圧縮方向への力が働き、横方向に湾曲する）ことがある。これは、従来の円形断面の素線 8 では、素線 8 同士が点で接触するため、圧縮方向の力が横方向に逃げ易いためである（図 12 の (b) 参照）。一方、前述した実施形態の密巻コイル 20 では、素線 18 同士が面で接触するため、圧縮方向の力が横方向に逃げにくく（図 11 の (b) 参照）、よって、座屈が発生しにくい（図 11 の (a) 参照）。

【0049】

また、密巻コイル 20（本実施形態の密巻コイルに限らず、密巻コイル全般に当てはまることではあるが）を製造する際の注意点として、図 13 に示されるように、完成した密巻コイル 20 が「高い真直性」を有していることが重要である。「高い真直性」とは、図 13 に示すように一端を回転させた時に、密巻コイル 20 の各部に振れが生じず、真っ直ぐな状態を保ちながら回転するような直線性を有していることを言う。

【0050】

これに対して、密巻コイル 20 の一部に曲がり癖がある（図 14 の (a) 参照）と、一端を回転させた時に各部に振れが生じる（図 14 の (b) 参照）。特に、密巻コイル 20 の他端（遠位端：エンドエフェクタ 22 が設けられる側）に曲がり癖があると、その影響は非常に大きくなる。なぜなら、振れが生じると、内視鏡が湾曲していないにもかかわらず、曲がり癖によりコイル外表面とチャンネル 2 の内面との間に摩擦抵抗が発生するためである。

【0051】

また、前述した第 1 の実施形態では、素線 18 の捩じり剛性が前記第 1 の基準素線の捩じり剛性と同等になっているが、素線 18 の曲げ剛性が直径 d' の真円を断面形状とする素線（以下、これを第 2 の基準素線という）のそれと同等（略同一）になるように（すなわち、素線 18 の第 3 の軸 O4 に関する断面 2 次モー

メント I_2 が前記第 2 の基準素線のそれと同等になるように)、素線 18 の断面 S の寸法を設定しても良い。この場合も、密巻コイル 20 の回転伝達性能 (回転追従性) は、前記第 2 の基準素線によって形成される密巻コイル (以下、第 2 の基準密巻コイルという) の回転伝達性能より向上する。具体的には、素線 18 を縦寸法 Y および横寸法 X の矩形形状に近似して考えると、 Y 、 X と d' との関係 ($Y > X$, $Y = 1.5X$ とする) を、

$$d' = (16 Y^3 X / 3 \pi)^{1/4} \quad \dots (3)$$

となるように設定する。

【0052】

因みに、式 (3) は、以下のように導出される。

【0053】

すなわち、素線 18 と第 2 の基準素線の断面 2 次モーメント I_L , I_R はそれぞれ、

$$I_L = Y^3 X / 12$$

$$I_R = \pi r^2 / 4 = \pi d'^4 / 64$$

であり、

曲げ剛性が同一であるという条件に基づいて

$$I_L = I_R$$

とすると、

$$Y^3 X / 12 = \pi d'^4 / 64$$

となり、この式から

$$d' = (16 Y^3 X / 3 \pi)^{1/4}$$

となる。

【0054】

また、このように、素線 18 の曲げ剛性が前記第 2 の基準素線の曲げ剛性と同等に設定されると、必然的に、素線 18 の捩じり剛性は、前記第 2 の基準素線のそれに比べて小さくなる。

【0055】

すなわち、長さ L の棒に T の捩じりモーメントを加えた時のねじれ角 ϕ は、

(i) 円形断面の場合、

$$\phi_R = 32 TL / \pi d'^4 G \quad \dots (4)$$

であり、曲げ剛性が同等であるという条件に基づいて、式(4)に式(3)を代入すると、

$$\begin{aligned} \phi_R &= (32 TL / \pi G) (3\pi / 16 Y^3 X) \\ &= 6 TL / 1.5^3 X^4 G \\ &= 1.78 (TL / X^4 G) \end{aligned}$$

となり、また、

(ii) 矩形断面の場合、

$$\begin{aligned} \phi_L &= TL / \xi_1 Y X^3 G \\ &= (1 / (0.1958 \times 1.5)) (TL / X^4 G) \\ &= 3.40 (TL / X^4 G) \end{aligned}$$

となる。

【0056】

よって、 $\phi_R / \phi_L = 0.52$ となり、素線18の捩じり剛性は、第2の基準素線の捩じり剛性の約1/2となる。

【0057】

すなわち、素線18の曲げ剛性が第2の基準素線のそれと同等（略同一）になるように、素線18の断面Sの寸法を設定すると、素線18の捩じり剛性が第2の基準素線のそれよりも小さくなる。したがって、密巻コイル20は、その曲げ剛性が前記第2の基準密巻コイルのそれよりも小さく且つその捩じり剛性が前記第2の基準密巻コイルのそれと同等になるため、密巻コイル20の回転伝達性能（回転追従性）は、前記第2の基準密巻コイルのそれよりも向上する。

【0058】

また、素線18の曲げ剛性が所定の円形断面の素線のそれと同等（略同一）になるように、素線18の断面Sの寸法を設定するという観点では、第2の軸O3または第3の軸O4に沿う素線18の断面Sの寸法のうち、最も長い寸法（第1の実施形態では、寸法Y）を直径とする真円を断面形状とする第3の基準素線を想定し、素線18の曲げ剛性を前記第3の基準素線の曲げ剛性と略同一に設定し

ても良い。この場合も、密巻コイル 20 の回転伝達性能（回転追従性）は、前記第 3 の基準素線によって形成される密巻コイル（第 3 の基準密巻コイル）のそれよりも向上する。すなわち、素線 18 の曲げ剛性を前記第 3 の基準素線のそれと同等にして、素線 18 の断面積を前記第 3 の基準素線の断面積よりも小さくすれば、素線 18 の捩じり剛性が前記第 3 の基準素線の捩じり剛性よりも小さくなり、密巻コイル 20 の曲げ剛性が第 3 の基準密巻コイルの対応する曲げ剛性よりも小さくなるとともに、素線 18 の断面 S の短径寸法（本実施形態では、寸法 X）が第 3 の基準素線の円形断面の直径よりも小さくなることにより、密巻コイル 20 の単位長さ L 当たりのコイル巻数（図 9 の（a）参照）が第 3 の基準密巻コイルの単位長さ L 当たりのコイル巻数（図 9 の（b）参照）よりも多くなるため、過度の湾曲に対する素線 18 の変形量（素線 18 の 1 つの巻回部分にかかる荷重）が小さくなり（つまり、コイルが折れにくくなる）、したがって、所定の湾曲に対する密巻コイル 20 の曲げからくる抵抗が小さくなる。これにより、全体として、密巻コイル 20 の回転性能が第 3 の基準密巻コイルのそれに比べて向上するとともに、先に説明した実施形態と同様の作用効果を得ることもできる。

【0059】

図 15～図 17 は本発明の第 2 の実施形態を示している。なお、本実施形態において、第 1 の実施形態と共通する部分については、以下、同一符号を付してその説明を省略する。

【0060】

図 15 に示されるように、本実施形態の密巻コイル 20 A の素線 18 A の断面形状は、第 2 の軸 O3 に沿う寸法 Y が第 3 の軸 O4 に沿う寸法 X よりも大きい長方形を成している。なお、それ以外の特性・形態は第 1 の実施形態と同一である。

【0061】

このように、本実施形態の密巻コイル 20 A は、その素線 18 A の断面形状が長方形を成しているため、その製造過程で有利な効果が得られる。すなわち、本実施形態の密巻コイル 20 A を製造する場合には、図 16 に示されるように、第 2 の軸 O3 が第 1 の軸 O1 と直交するように素線 18 A を芯金 30 に巻き付けて

いくが、この時、図17の(a)に示されるように素線18Aが芯金30に対して平面で当て付くため、素線18Aが芯金30に対して倒れにくく、安定した生産が可能である。

【0062】

図17(b)には、第1の実施形態の密巻コイル20を製造する過程で素線18が芯金30に対して倒れる状態が示されているが、第1の実施形態の素線18のように円弧部分で芯金30に当て付く断面形状では、製造工程で素線18が芯金30に対して倒れることも考えられる。これに対して、本実施形態のように素線18Aが芯金30に対して平面(平坦部)で当て付く断面形状であると、素線18Aが芯金30に対して倒れにくくなるため、製造時の歩留まりが良好となる。

【0063】

また、本実施形態の密巻コイル20Aの素線断面の平坦部は、第1の実施形態の密巻コイル20の素線断面の円弧部分よりも有利に作用する。例えば、図18に示されるように、密巻コイル20、20A内に操作ワイヤ35を挿通した場合を考えると、第1の実施形態の密巻コイル20では、図18の(b)に示されるように、密巻コイル20の内面の凹凸(円弧部分)により、操作ワイヤ35と密巻コイル20とが点接触するため、密巻コイル20が大きな曲率で湾曲していると、これらの点接触部分に操作ワイヤ35が強く押し付けられてここに集中荷重(図中に矢印で示す)が作用し、操作ワイヤ35の摺動抵抗が高くなる。したがって、操作ワイヤ35の作動、ひいては、操作ワイヤ35によって動作されるエンドエフェクタの作動が重くなる。これに対し、第2の実施形態の密巻コイル20Aでは、図18の(a)に示されるように、密巻コイル20Aの平坦状の内面により、操作ワイヤ35と密巻コイル20Aとが面で接触するため、操作ワイヤ35の摺動抵抗が低く、操作ワイヤ35の作動、ひいては、操作ワイヤ35によって動作されるエンドエフェクタの作動が軽くなる。

【0064】

また、図19に示されるように、密巻コイル20、20Aを内視鏡のチャンネル208内に挿通した場合を考えると、第1の実施形態の密巻コイル20では、

図19の(a)に示されるように、密巻コイル20の外面の凹凸(円弧部分)により、内視鏡チャンネル208の内面と密巻コイル20とが点接触するため、内視鏡チャンネル208が大きな曲率で湾曲していると、これらの点接触部分に集中荷重(図中に矢印で示す)が作用し、密巻コイル20の摺動抵抗が高くなる。そのため、密巻コイル20(または、密巻コイル20の先端に設けられた処置部)の前後動作または回転動作が重くなる。これに対し、第2の実施形態の密巻コイル20Aでは、図19の(b)に示されるように、密巻コイル20Aの平坦状の外面により、内視鏡チャンネル208の内面と密巻コイル20Aとが面で接触するため、密巻コイル20Aの摺動抵抗が低く、したがって、密巻コイル20A(または、密巻コイル20Aの先端に設けられた処置部)の前後動作または回転動作が軽くなる。

【0065】

図20～図22は本発明の第3の実施形態を示している。なお、本実施形態において、第1の実施形態と共通する部分については、以下、同一符号を付してその説明を省略する。

【0066】

これらの図に示されるように、本実施形態の密巻コイル20Bは、その素線18Bの断面形状が楕円形を成している。なお、それ以外の特性・形態は第1の実施形態と同様である。したがって、第1の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。

【0067】

図23～図25は本発明の第4の実施形態を示している。なお、本実施形態において、第1の実施形態と共通する部分については、以下、同一符号を付してその説明を省略する。

【0068】

これらの図に示されるように、本実施形態の密巻コイル20Cは、円形断面の2本の素線8が径方向に重ねられて成る素線組18Cを、所定の第1の軸O1を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成されている。円形断面の2本の素線8を径方向に重ねて成る素線組18C(図24参照)は

、第1の実施形態の素線18の断面Sに略類似する縦／横比が1よりも大きい断面S'を形作ることができる。したがって、このような素線組18Cを密巻することによって形成される密巻コイル20Cも、第1の実施形態の密巻コイル20と同様の特性を有することができる。特に、本実施形態では、円形断面の素線8を2本使用するだけで良く、円形断面の素線8を圧延しなくて済むため、縦／横比が大きいコイルを容易に製造することができる。

【0069】

なお、本実施形態においては、図26および図27に示されるように、素線8同士が溶接されていても良い。この場合、図27に示されるように、2本の素線8を平行に配置してその接合部分を溶接し、これによって一体化された素線組18Cを縦方向に連ねて密巻コイルを形成する。このようにすれば、2本の素線8が一体となるため、素線組18Cの曲げ剛性を更に向上させることができる。

【0070】

図28～図30は本発明の第5の実施形態を示している。なお、本実施形態において、第1の実施形態と共通する部分については、以下、同一符号を付してその説明を省略する。

【0071】

これらの図に示されるように、本実施形態の密巻コイル20Dは、円形断面（断面の縦横寸法比が1：1）の素線28を所定の第1の軸O1を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成されている。ただし、素線28は、その素材内部が非均質となっており、両側部の領域（断面が三日月状の領域）R1、R1が剛性の低い特性を有し、かつ、これらの領域R1、R1によって挟まれる中心軸O2付近の領域（断面が略矩形状の領域）R2が剛性の高い特性を有している。

【0072】

したがって、本実施形態の素線28は、同寸法の円形断面の均質材料素線に比べ、曲げ剛性が同等以上で且つ捩じり剛性が同等以下となり、これにより、本実施形態の密巻コイル20Dは、前記均質材料素線によって形成される密巻コイルに比べ、捩じり剛性が向上し且つ曲げ剛性が低下するため、回転伝達性能が向

上する。

【0073】

このように、本実施形態によれば、素線断面形状を円形に維持したままで、回転伝達特性を向上させることができる。また、円形断面の素線と同じ製造設備を使用できる。更に、素線断面の縦横寸法比が1：1であるため、縦長素線に比較して、製造中に倒れが発生しにくく、歩留まりが良くなる。

【0074】

図31～図33は本発明の第6の実施形態を示している。なお、本実施形態において、第1の実施形態と共通する部分については、以下、同一符号を付してその説明を省略する。

【0075】

これらの図に示されるように、本実施形態の密巻コイル20Eは、円形断面（断面の縦横寸法比が1：1）の素線38を所定の第1の軸O1を中心に所定の長さにならって螺旋状に密に巻回することによって形成されている。ただし、素線38は、その素材内部が非均質となっており、中心部の領域（断面が円形の領域）R3が剛性の高い特性を有し、かつ、周辺部の領域（断面が環状の領域）R4が剛性の低い特性を有している。

【0076】

したがって、本実施形態の素線38は、同寸法の円形断面の均質材料素線に比べ、曲げ剛性が同等以上で且つ捩じり剛性が同等以下となり、これにより、本実施形態の密巻コイル20Eは、前記均質材料素線によって形成される密巻コイルに比べ、捩じり剛性が向上し且つ曲げ剛性が低下するため、回転伝達性能が向上する。

【0077】

このように、本実施形態においても、素線断面形状を円形に維持したままで、回転伝達特性を向上させることができるため、第5の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。

【0078】

図34～図36は本発明の第7の実施形態を示している。なお、本実施形態に

において、第1の実施形態と共通する部分については、以下、同一符号を付してその説明を省略する。

【0079】

これらの図に示されるように、本実施形態の密巻コイル20Fは、円形断面（断面の縦横寸法比が1：1）の素線48を所定の第1の軸O1を中心に所定の長さにならって螺旋状に密に巻回することによって形成されている。ただし、素線48は、曲げ剛性が異方性を有する特性の素材を使用している。すなわち、この素材は、第1の方向で曲げ剛性が高く、第1の方向と垂直な第2の方向で曲げ剛性が低くなっている。本実施形態では、曲げ剛性が高い第1の方向が、密巻コイル20Fの第1の軸O1に対して直交するように設定されている。

【0080】

したがって、本実施形態の素線48は、同寸法の円形断面の均質材料素線に比べ、曲げ剛性が同等以上で且つ捩じり剛性が同等以下となり、これにより、本実施形態の密巻コイル20Fは、前記均質材料素線によって形成される密巻コイルに比べ、捩じり剛性が向上し且つ曲げ剛性が低下するため、回転伝達性能が向上する。

【0081】

このように、本実施形態においても、素線断面形状を円形に維持したままで、回転伝達特性を向上させることができるため、第5の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。

【0082】

図37～図40には、以上説明してきたいずれか1つの密巻コイル20～20Fを力伝達部材として使用した医療用処置具の第1の例が示されている。

【0083】

図37および図38に示されるように、この第1の例に係る医療用処置具70は、生体腔に留置可能なクリップ60をエンドエフェクタ（処置部）として有している。密巻コイル20～20Fの先端側には内径の大きい先端コイル53が接続されている。この先端コイル53は、その内径が密巻コイル20～20Fのそれよりも大きいため、そのコイル素線の断面の縦／横寸法比が1よりも小さく、

したがって、その回転伝達性能が密巻コイル 20～20F のそれよりも劣っている。

【0084】

なお、図 40 に示されるように、密巻コイル 20～20F の基端には、密巻コイル 20～20F をその第 1 の軸 O1 を中心に回転操作するための操作部（回転操作手段）106 が設けられている。

【0085】

密巻コイル 20～20F および先端コイル 53 内を挿通される操作ワイヤ 54 の先端には、クリップ 60 と係合可能なフック 55 が設けられている。また、密巻コイル 20～20F の先端にはチップ 50 が固着され、チップ 50 の先端には上下に切り欠き 52 が形成されている。

【0086】

クリップ 60 は、先端に突き出されたフック 55 に取り付けられる。フック 55 をクリップ 60 の後端に押し込むと、クリップ 60 の後端が変形し、フック 55 がクリップ 60 に係合される（図 39 の（a）参照）


クリップ 60 にはウイング 56 が突没自在（突側に付勢されている）に設けられており、ウイング 56 を畳んだ状態でクリップ 60 を先端コイル 53 内に格納できる（図 39 の（a）参照）。先端コイル 53 の長さは、概ね、クリップ 60 を収納できる長さに設定されている。

【0087】

図 40 に示されるように、医療用処置具 70 は、クリップ 60 が先端コイル 53 内に収納された状態（図 39 の（a）の状態）で、内視鏡 200 のチャンネル 208 内に挿入され、このチャンネル 208 を介して体内の目標部位（傷口 80）へと誘導される。なお、図 40 において、図 42 と共通する構成部分については、同一符号が付されている。

【0088】

ウイング 56 は、クリップ 60 が先端コイル 53 の先端から突き出されると、外側に突出して、先端コイル 53 の切り欠き 52 に係合し、クリップ 60 に作用する牽引力を受けることができる（図 39 の（b）参照）。フック 55 とクリッ



プ 60 は相対回転が可能であるが、クリップ 60 のウイング 56 がチップ 50 の切り欠き 52 に係合しているため、クリップ 60 は密巻コイル 20 ～ 20 F の回転動作に追従して回転する。

【0089】

クリップ 60 に牽引力がかかると、プロング 62 が押え管 69 内に引き込まれ、プロング 62 の腕同士が接近し、クリップ 60 を完全に閉じることができる。よって、生体内に生じた傷口 80 にプロング 62 を押し当てて、クリップ 60 を牽引することにより、傷口 80 を閉じることができる。牽引力がある一定の値に達すると、クリップ 60 とフック 55 との間に位置する連結部 63 が材料破断し、クリップ 60 が前後に分断するため、傷口 80 を閉じたままクリップ 60 を留置することができる（図 39 の（c）（d）参照）。

【0090】

以上のように、医療用処置具 70 は、密巻コイル 20 ～ 20 F の曲げ剛性が小さいため、内視鏡 200 の湾曲部 204 をスムーズに通過できる。したがって、回転伝達性能が劣る先端コイル 53 を極力短くでき、回転伝達性能の劣化を最小限に抑えることができる。

【0091】

図 39 には、以上説明してきたいずれか 1 つの密巻コイル 20 ～ 20 F を力伝達部材として使用した医療用処置具の第 2 の例が示されている。

【0092】

図示のように、この第 2 の例に係る医療用処置具 90 では、密巻コイル 20 ～ 20 F の先端に、エンドエフェクタとして縛扼器（スネア）92 が固着されている。密巻コイル 20 ～ 20 F の外側には可撓性を有する外套管 94 が設けられ、外套管 94 と密巻コイル 20 ～ 20 F は、軸方向に相対的に移動可能であり、また、相対回転も可能である。なお、図中、96 は密巻コイル 20 ～ 20 F の伸びを防止する伸長規制部材である。

【0093】

スネア 92 は、外套管 94 内に収納されると縮径し、収納状態で内視鏡のチャンネル内を通じて体内に挿入される。体内で密巻コイル 20 ～ 20 F を押し出し

、スネア 92 を外套管 94 から突き出すと、スネア 92 が拡開する。その状態で、密巻コイル 20～20F の手元側に設けられた操作部 106 を介して密巻コイル 20～20F を回転させると、密巻コイル 20～20F と共にスネア 92 が外套管 94 に対して回転し、患部との位置合わせを行なってポリープ等の病変にスネア 92 を引掛けることができる。その引掛け状態で、密巻コイル 20～20F を外套管 94 に対して牽引すると、スネア 92 によりポリープが縛扼され、その状態で、密巻コイル 20～20F を介してスネア 92 に高周波電流を流すと、ポリープが切除される。

【0094】

なお、以上説明してきた技術内容によれば、以下に示されるような各種の構成が得られる。

【0095】

1. 素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、

前記素線は、その素線軸に対して垂直な断面において、前記断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸に関する断面 2 次モーメントが、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直な第 3 の軸に関する断面 2 次モーメントよりも小さくなるように形成されていることを特徴とする密巻コイル。

【0096】

2. 素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、

前記素線の素線軸に対して垂直な断面は、この断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸と、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直な第 3 の軸とを有し、

前記素線の曲げ剛性は、前記第 2 の軸または前記第 3 の軸に沿う前記素線の断面寸法のうち最も長い寸法を直径とする真円を断面形状とする基準素線の曲げ剛性よりも大きく、

前記素線の捩じり剛性は、前記基準素線の捩じり剛性と略同一であることを特徴とする密巻コイル。

【 0 0 9 7 】

3. 素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、

前記素線の素線軸に対して垂直な断面は、この断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸と、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直な第 3 の軸とを有し、

前記素線の曲げ剛性は、前記第 2 の軸または前記第 3 の軸に沿う前記素線の断面寸法のうち最も長い寸法を直径とする真円を断面形状とする基準素線の曲げ剛性と略同じであり、

前記素線の捩じり剛性は、前記基準素線の捩じり剛性よりも小さいことを特徴とする密巻コイル。

【 0 0 9 8 】

4. 素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、

前記素線の素線軸に対して垂直な断面は、この断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸と、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直な第 3 の軸とを有し、

前記第 2 の軸または前記第 3 の軸に沿う前記素線の断面寸法のうち最も長い寸法を直径とする真円を断面形状とする基準素線を想定すると、前記素線は、その素線軸に対して垂直な断面における前記第 3 の軸に関する断面 2 次モーメントが、前記基準素線における対応する断面 2 次モーメントよりも大きくなるように形成されていることを特徴とする密巻コイル。

【 0 0 9 9 】

5. 素線を所定の第 1 の軸を中心に所定の長さにわたって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイルにおいて、

前記素線の素線軸に対して垂直な断面は、この断面の中心を通り且つ前記第 1 の軸と垂直な第 2 の軸に沿う寸法が、前記断面の中心を通り且つ前記第 2 の軸に対して垂直な第 3 の軸に沿う寸法よりも大きいことを特徴とする密巻コイル。

【 0 1 0 0 】



6. 第 1 項ないし第 5 項のいずれか 1 項に記載の密巻コイルと、
前記密巻コイルの基端に設けられ、前記密巻コイルをその第 1 の軸を中心に回転操作するための回転操作手段と、
前記密巻コイルよりも先端側に位置し、前記回転操作手段による回転操作力を前記密巻コイルを介して受ける処置部と、
を具備することを特徴とする医療用処置具。

【0 1 0 1】

7. 前記処置部は、前記密巻コイルの先端に取り付けられていることを特徴とする第 6 項に記載の医療用処置具。

【0 1 0 2】

8. 前記密巻コイル内には操作ワイヤが進退可能に挿通され、前記操作ワイヤの先端に前記処置部が取り付けられていることを特徴とする第 6 項に記載の医療用処置具。

【0 1 0 3】

9. 前記処置部は、生体内に留置可能なクリップであることを特徴とする第 6 項に記載の医療用処置具。

【0 1 0 4】

1 0. 前記密巻コイルの先端には、前記処置部と前記密巻コイルとの間に位置し且つ前記密巻コイルの内径よりも大きい内径を有する第 2 の密巻コイルが接続され、

前記クリップは、前記第 2 の密巻コイルの先端に装着される第 1 の形態と、前記第 2 の密巻コイルの内部に格納される第 2 の形態との間で変形可能であり、

前記第 2 の密巻コイルの長さは、この第 2 の密巻コイルの内部に前記第 2 の形態で格納される前記クリップの軸方向長さと実質的に同じであることを特徴とする第 9 項に記載の医療用処置具。

【0 1 0 5】

1 1. 前記第 2 の密巻コイルは、素線を所定の第 4 の軸を中心に所定の長さにならって螺旋状に密に巻回することによって形成され、

前記第 2 の密巻コイルの前記素線の素線軸に対して垂直な断面は、この断面の

中心を通り且つ前記第 4 の軸と垂直な第 5 の軸に沿う寸法が、前記断面の中心を通り且つ前記第 5 の軸に対して垂直な第 6 の軸に沿う寸法よりも小さいことを特徴とする第 1 0 項に記載の医療用処置具。

【 0 1 0 6 】

1 2 . 内視鏡と組み合わせて使用され、
第 1 項ないし第 5 項のいずれか 1 項に記載の密巻コイルと、
前記密巻コイルが挿通される外套管と、
前記密巻コイルを前記外套管に対して回転させるための手段と、
を具備することを特徴とする医療用処置具。

【 0 1 0 7 】

1 3 . 内視鏡のチャンネル内に挿通可能であることを特徴とする第 1 項ないし第 5 項のいずれか 1 項に記載の密巻コイル。

【 0 1 0 8 】

1 4 . 内視鏡のチャンネル内に挿通可能であることを特徴とする第 6 項ないし第 1 1 項のいずれか 1 項に記載の医療用処置具。

【 0 1 0 9 】

1 5 . 内視鏡と組み合わせて使用される内視鏡用処置具において、
前記処置具が細い管腔内に挿通される伸長部材を有し、
前記伸長部材が細い管腔に対して相対的に回転できるような手段を有しており、
前記伸長部材が高い捩じり剛性と高い可撓性とを有していることを特徴とする内視鏡用処置具。

【 0 1 1 0 】

1 6 . 内視鏡と組み合わせて使用される内視鏡用処置具において、
前記処置具が細い管腔内に挿通される密巻コイルを有し、
前記密巻コイルが細い管腔に対して相対的に回転できるような手段を有しており、
前記密巻コイルの素線は、処置具の軸線を基準とした向きについて高い曲げ剛性を有し、かつ、低い捩じり剛性を有していることを特徴とする内視鏡用処置具

。

【0111】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、良好な回転伝達性能を有する密巻コイル及びこの密巻コイルを用いた医療用処置具を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

複雑に屈曲する内視鏡のチャンネル内に密巻コイルが挿通された状態を示す模式図である。

【図2】

円形断面の素線から成る密巻コイルの半断面図である。

【図3】

(a) は図2の密巻コイルをその巻き方向と反対の方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図、(b) は図2の密巻コイルをその巻き方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図である。

【図4】

(a) は図2の密巻コイルを曲げた際の素線の捩じれ状態を示す概念図、(b) は(a)に示されるように素線に捩じりトルクが作用した時の素線における応力分布図である。

【図5】

本発明の第1の実施形態に係る密巻コイルの半断面図である。

【図6】

(a) は図5の密巻コイルをその巻き方向と反対の方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図、(b) は図5の密巻コイルをその巻き方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図である。

【図7】

(a) は図5の密巻コイルを曲げた際の素線の捩じれ状態を示す概念図、(b)

) は (a) に示されるように素線に捩じりトルクが作用した時の素線における応力分布図である。

【図 8】

図 5 の密巻コイルを医療用処置具に適用した一例を示す側面図である。

【図 9】

(a) は図 5 の密巻コイルの単位長さ当たりの巻線数を示す断面図、(b) は基準密巻コイルの単位長さ当たりの巻線数を示す断面図である。

【図 10】

(a) は従来の円形断面の素線から成る密巻コイルの不具合な変形を示す断面図、(b) は従来の矩形断面の素線から成る密巻コイルの不具合な変形を示す断面図、(c) は図 5 の密巻コイルの変形状態を示す断面図である。

【図 11】

(a) は本発明の第 1 の実施形態に係る密巻コイルを備えた医療用処置具を経内視鏡的に体組織に押し付けた状態を示す概略図、(b) は (a) の状況下における密巻コイルの真直状態を示す断面図である。

【図 12】

(a) は従来の円形断面素線からなる密巻コイルを備えた医療用処置具を経内視鏡的に体組織に押し付けた状態を示す概略図、(b) は (a) の状況下における密巻コイルの座屈状態を示す断面図である。

【図 13】

高い真直性を有する密巻コイルの側面図である。

【図 14】

(a) は曲がり癖のある密巻コイルの側面図、(b) は曲がり癖のある密巻コイルを回転させた際に振れが生じる様子を示す概略図、(c) は内視鏡チャンネル挿通下における振れによる悪影響を示すための断面図である。

【図 15】

本発明の第 2 の実施形態に係る密巻コイルの半断面図である。

【図 16】

図 15 の密巻コイルの製造方法の一部を示す斜視図である。

【図 17】

(a) は図 16 の側断面図、(b) は図 5 の密巻コイルを製造する際の (a) に対応する側断面図である。

【図 18】

(a) は図 15 の密巻コイルの使用形態の第 1 の例を示す断面図、(b) は図 5 の密巻コイルの使用形態の第 1 の例を示す断面図である。

【図 19】

(a) は図 15 の密巻コイルの使用形態の第 2 の例を示す断面図、(b) は図 5 の密巻コイルの使用形態の第 2 の例を示す断面図である。

【図 20】

本発明の第 3 の実施形態に係る密巻コイルの半断面図である。

【図 21】

図 20 の密巻コイルをその巻き方向と反対の方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図である。

【図 22】

(a) は図 20 の密巻コイルを曲げた際の素線の捩じれ状態を示す概念図、(b) は (a) に示されるように素線に捩じりトルクが作用した時の素線における応力分布図である。

【図 23】

本発明の第 4 の実施形態に係る密巻コイルの半断面図である。

【図 24】

図 23 の密巻コイルをその巻き方向と反対の方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図である。

【図 25】

図 23 の密巻コイルを曲げた際の素線の捩じれ状態を示す概念図である。

【図 26】

図 23 の密巻コイルの変形例に係る半断面図である。

【図 27】

素線同士を溶接する状態を示す斜視図である。

【図 2 8】

本発明の第 5 の実施形態に係る密巻コイルの半断面図である。

【図 2 9】

(a) は図 2 8 の密巻コイルをその巻き方向と反対の方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図、(b) は図 2 8 の密巻コイルをその巻き方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図である。

【図 3 0】

図 2 8 の密巻コイルを曲げた際の素線の捩じれ状態を示す概念図である。

【図 3 1】

本発明の第 6 の実施形態に係る密巻コイルの半断面図である。

【図 3 2】

(a) は図 3 1 の密巻コイルをその巻き方向と反対の方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図、(b) は図 3 1 の密巻コイルをその巻き方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図である。

【図 3 3】

図 3 1 の密巻コイルを曲げた際の素線の捩じれ状態を示す概念図である。

【図 3 4】

本発明の第 7 の実施形態に係る密巻コイルの半断面図である。

【図 3 5】

(a) は図 3 4 の密巻コイルをその巻き方向と反対の方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図、(b) は図 3 4 の密巻コイルをその巻き方向に捩じった際の曲がり梁を形成する素線の部位の曲げ状態を示す概念図である。

【図 3 6】

(a) は図 3 4 の密巻コイルを曲げた際の素線の捩じれ状態を示す概念図、(b) は (a) に示されるように素線に捩じりトルクが作用した時の素線における応力分布図である。

【図 3 7】

第 1 ないし第 7 の実施形態に係る密巻コイルを力伝達部材として使用した医療用処置具の第 1 の例を示す部分側断面図である。

【図 3 8】

図 3 7 の処置具の先端側の斜視図である。

【図 3 9】

図 3 7 の処置具の作用を段階的に示す部分側断面図である。

【図 4 0】

図 3 7 の処置具を内視鏡のチャンネル内に挿通した状態を示す概略図である。

【図 4 1】

(a) は第 1 ないし第 7 の実施形態に係る密巻コイルを力伝達部材として使用した医療用処置具の第 2 の例を示す部分側断面図、(b) は (a) の処置具の平面図である。

【図 4 2】

従来の処置具を内視鏡のチャンネル内に挿通した状態を示す概略図である。

【図 4 3】

円形断面の素線から成る密巻コイルの所定条件下での回転伝達性能を示すグラフ図である。

【符号の説明】

1 8, 1 8 A, 1 8 B, 1 8 C, 2 8, 3 8, 4 8…素線

2 0, 2 0 A, 2 0 B, 2 0 C, 2 0 D, 2 0 E, 2 0 F…密巻コイル

○ 1…第 1 の軸

○ 2…素線軸

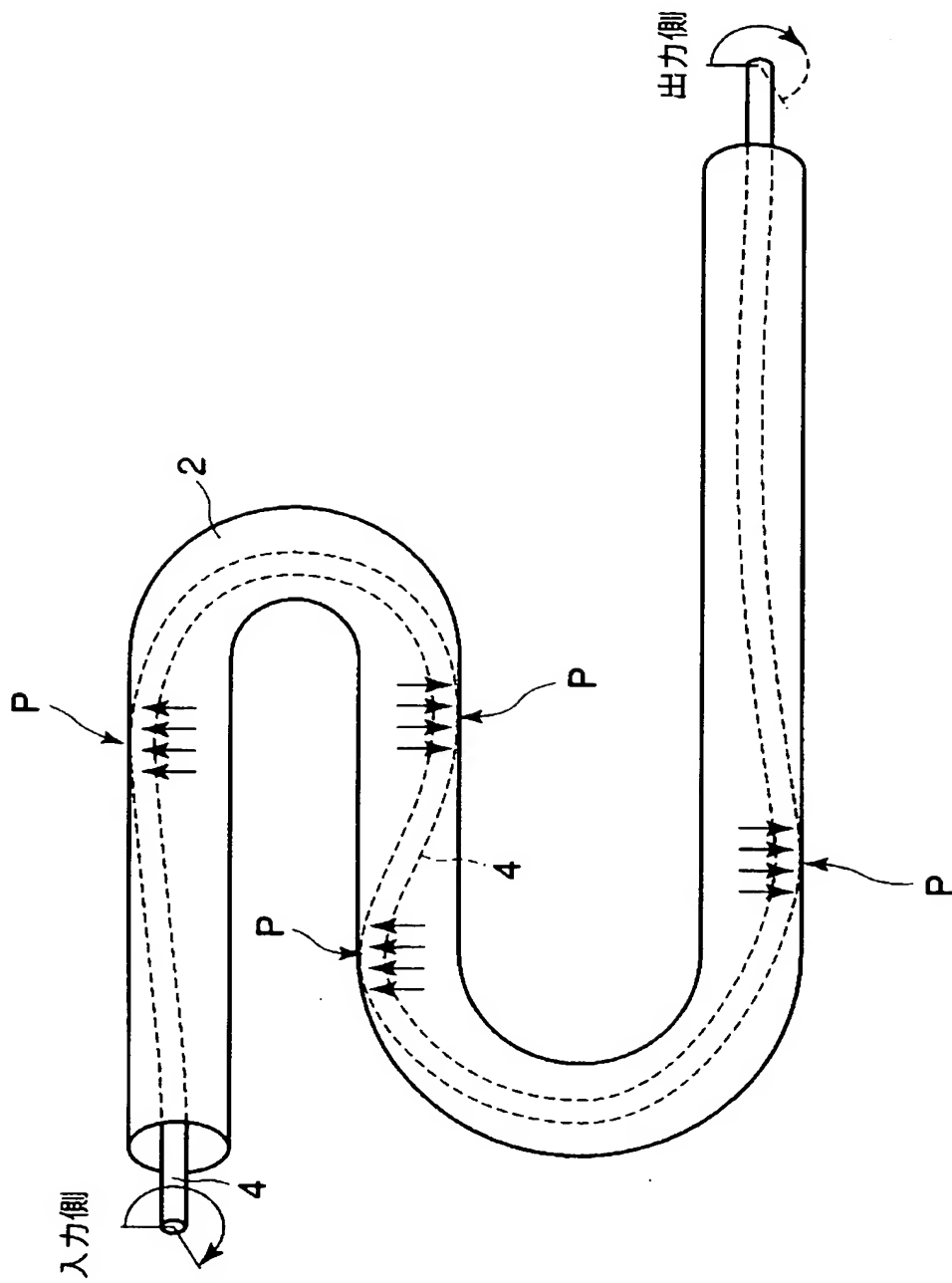
○ 3…第 2 の軸

○ 4…第 3 の軸

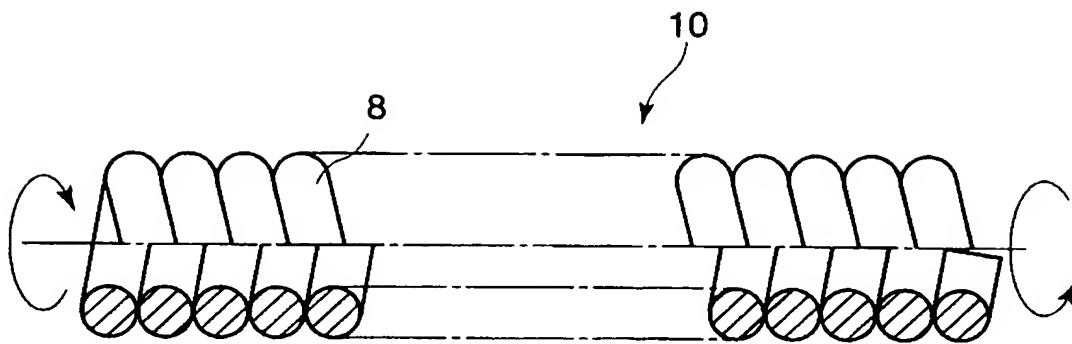
【書類名】

図面

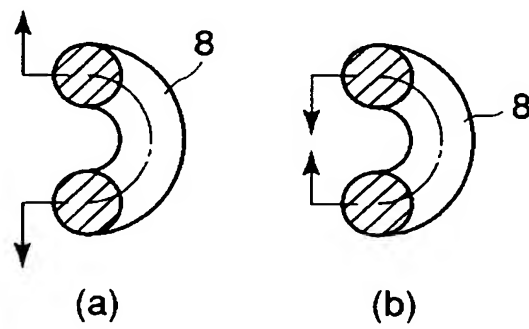
【図 1】



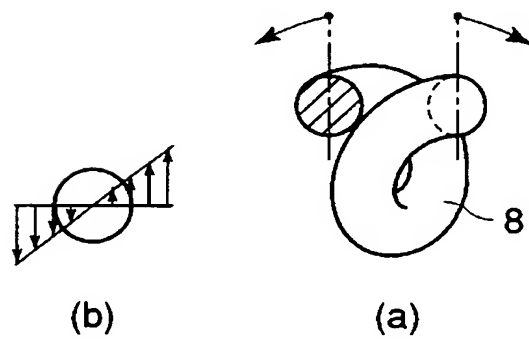
【図 2】



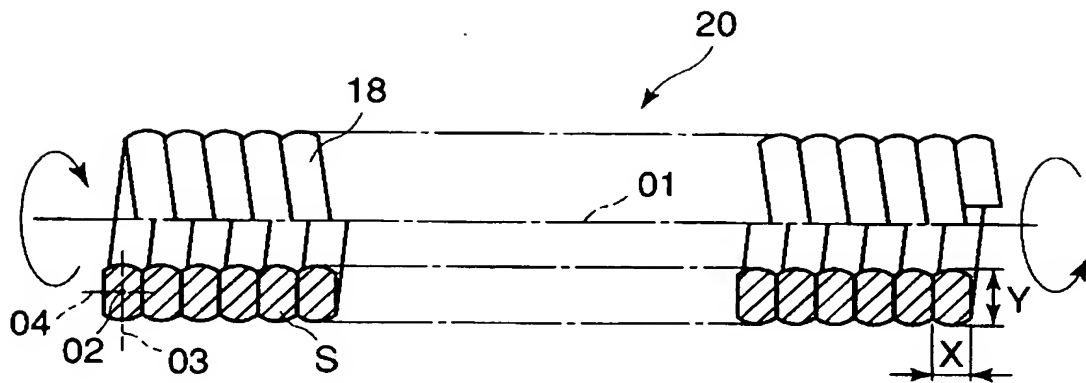
【図 3】



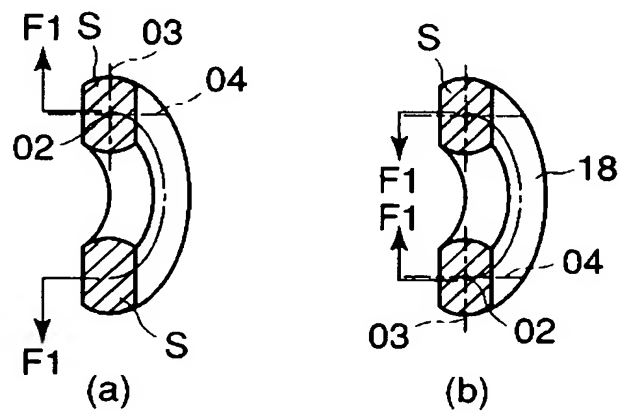
【図 4】



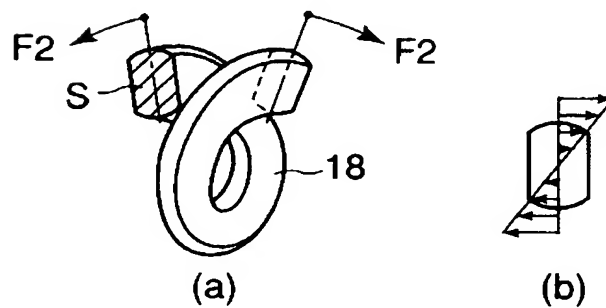
【図 5】



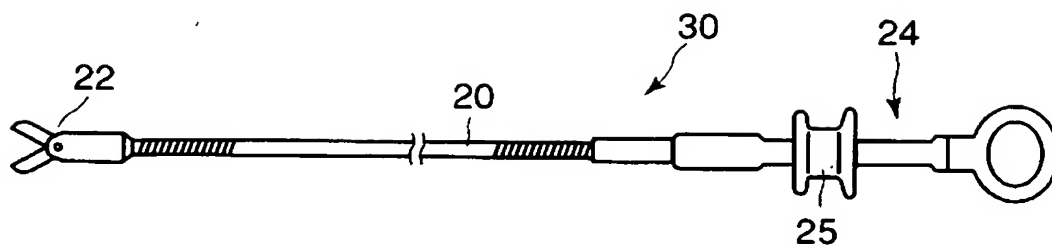
【図 6】



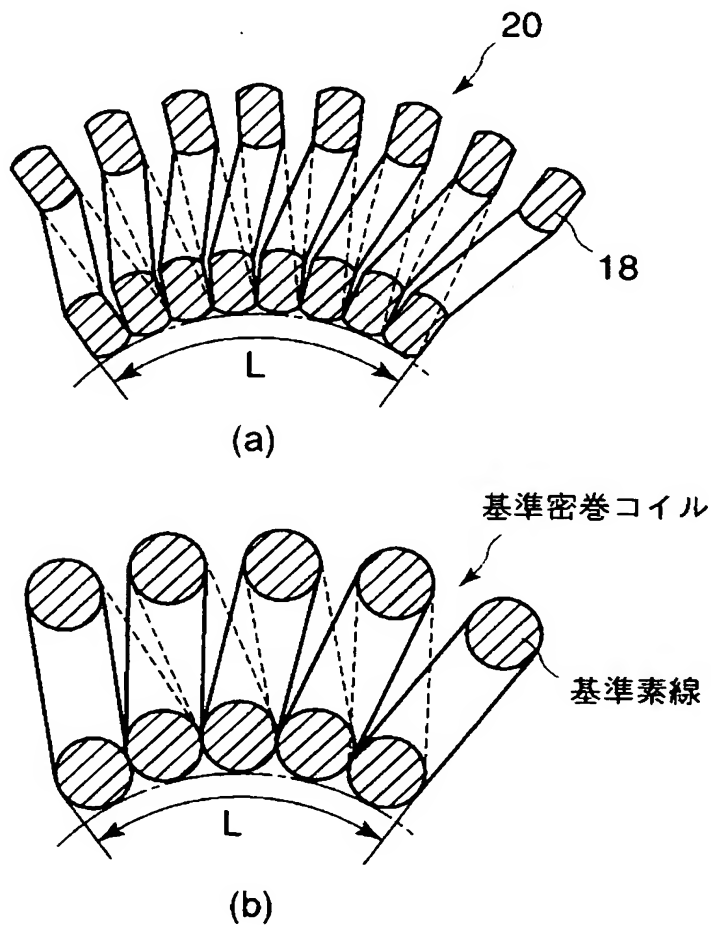
【図 7】



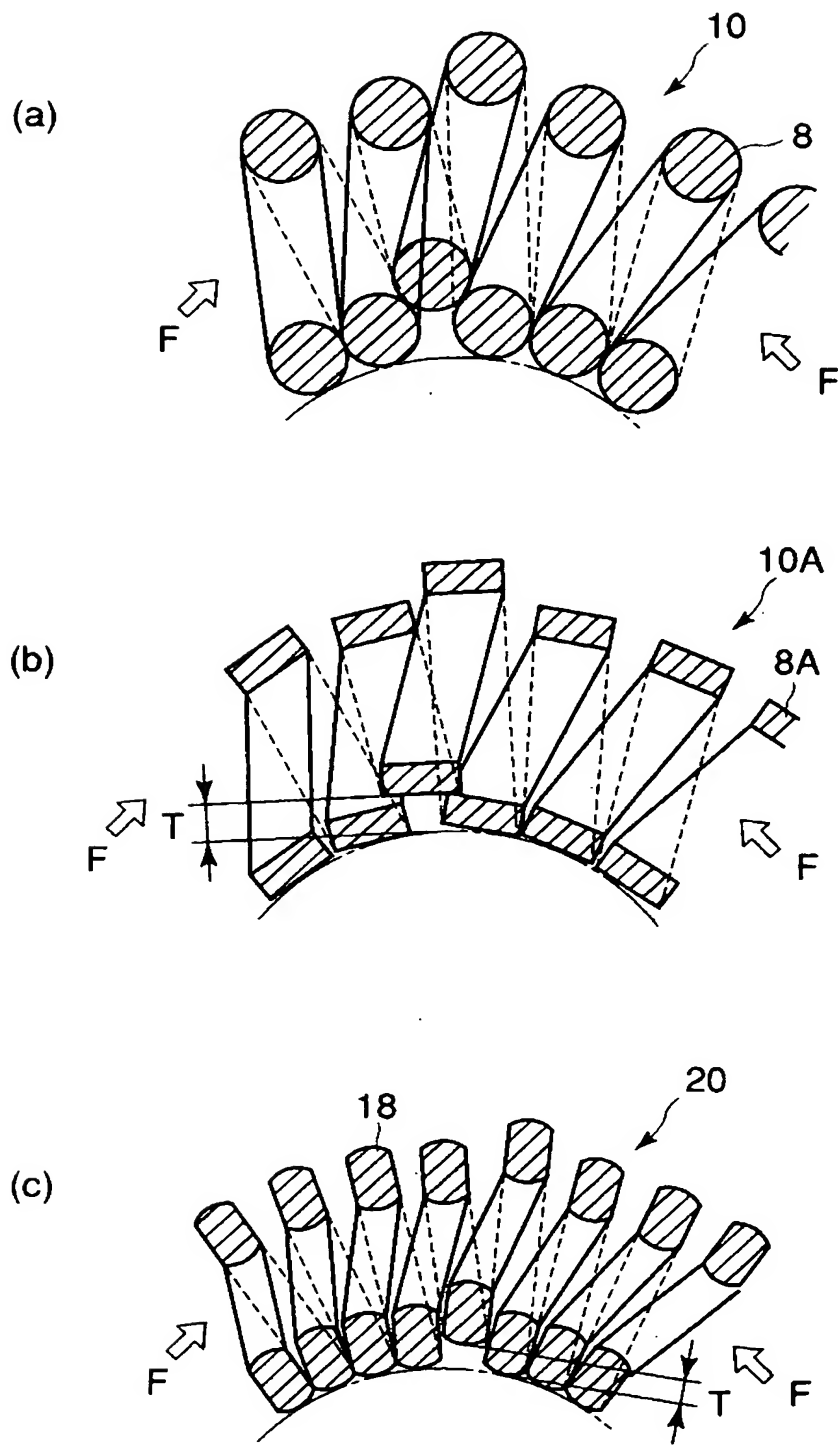
【図 8】



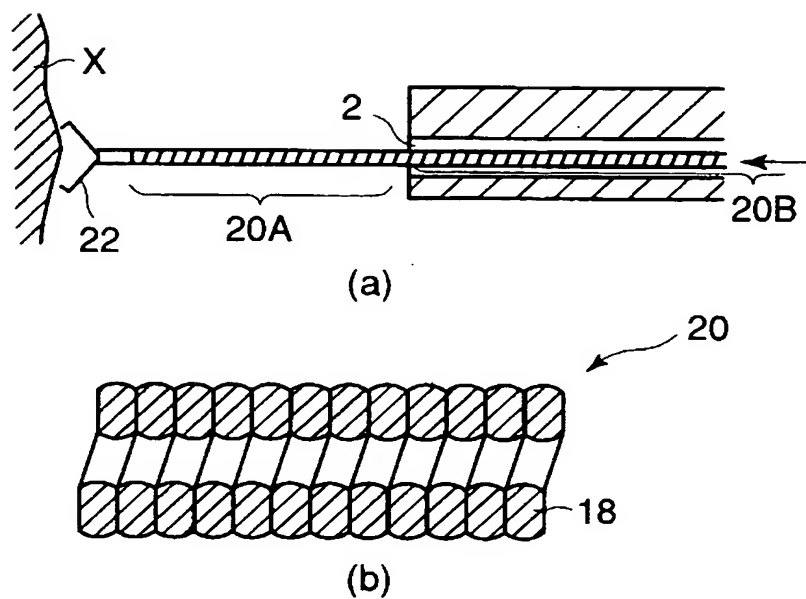
【図 9】



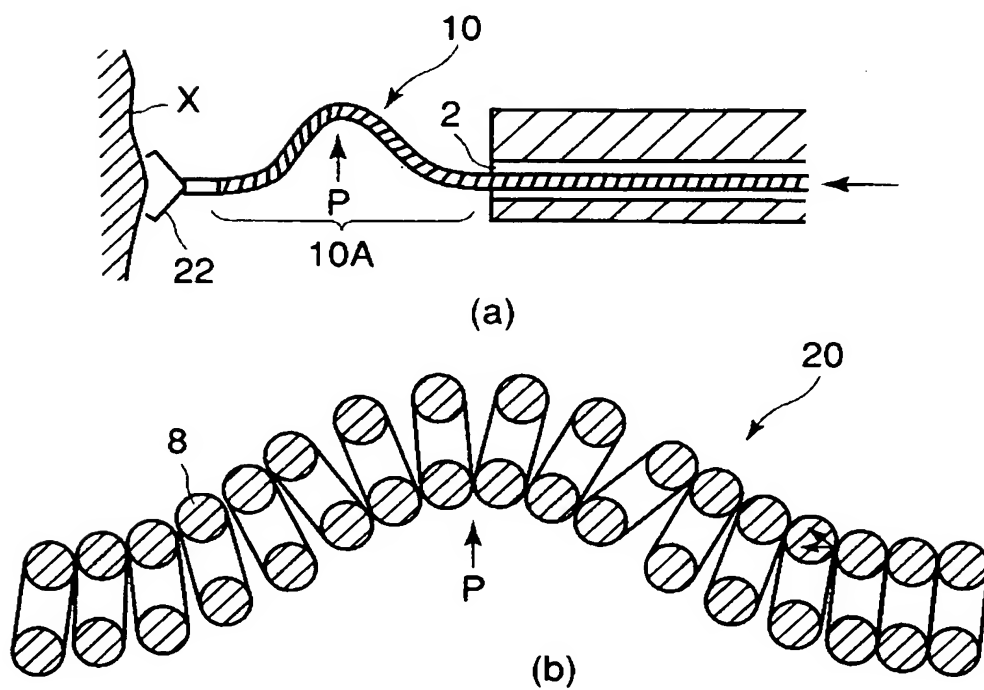
【図 10】



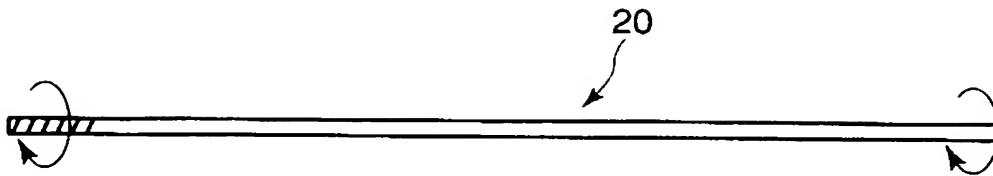
【図 11】



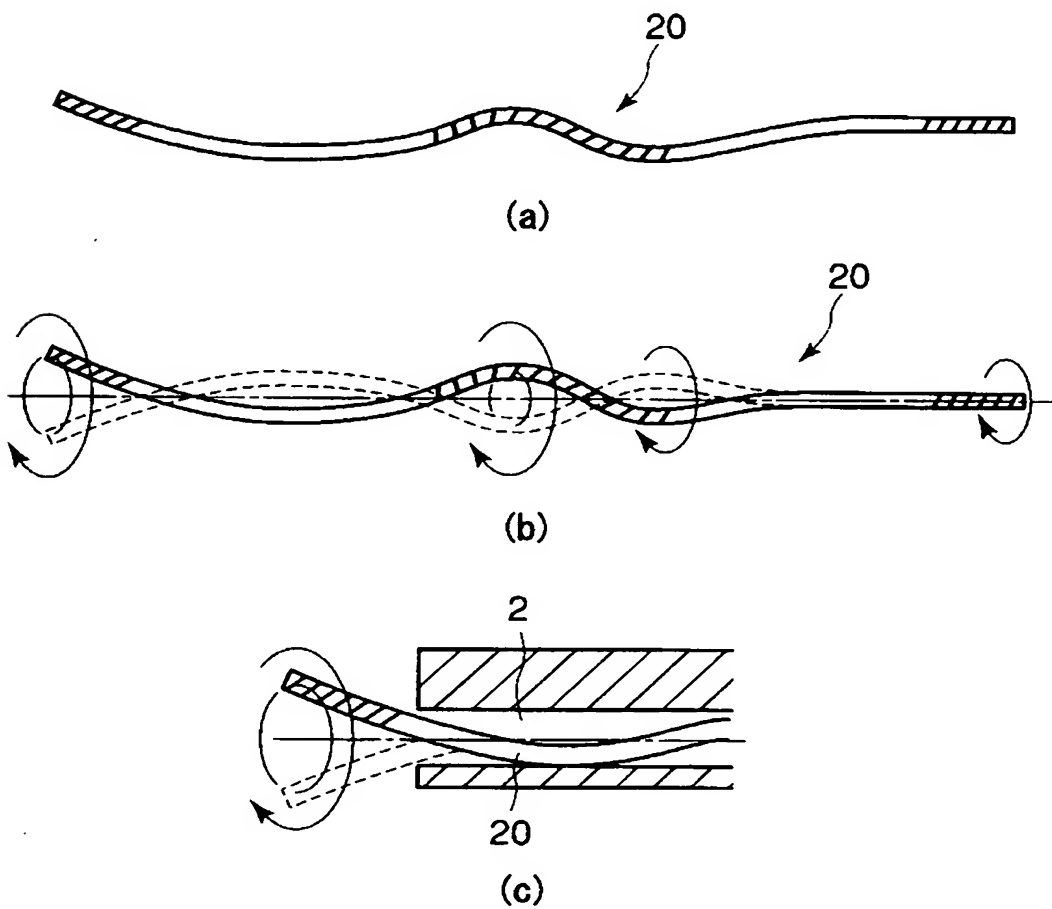
【図 12】



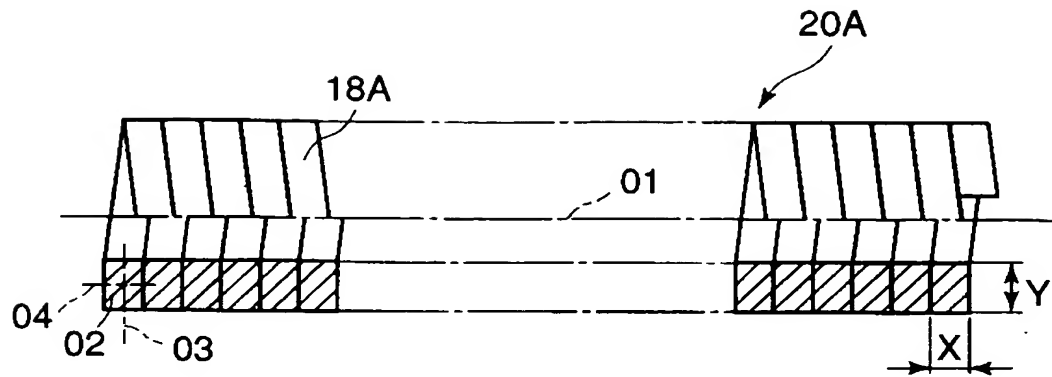
【図 13】



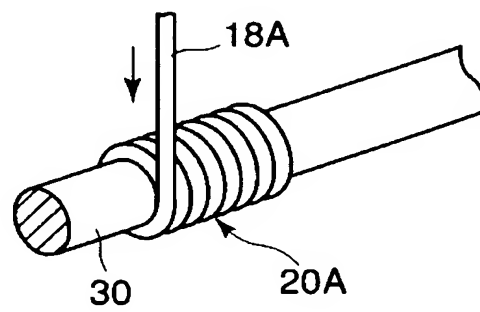
【図 14】



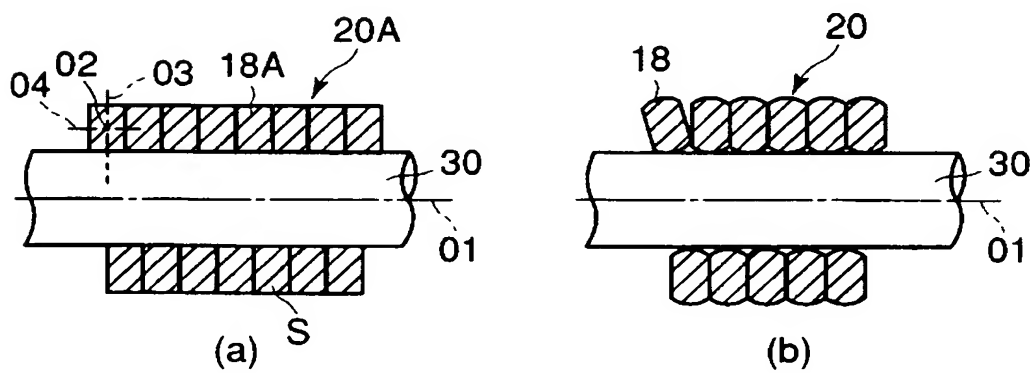
【図 15】



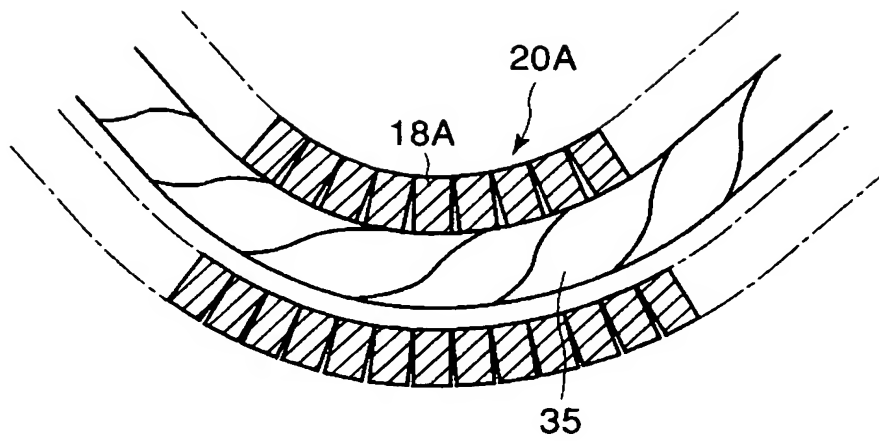
【図 16】



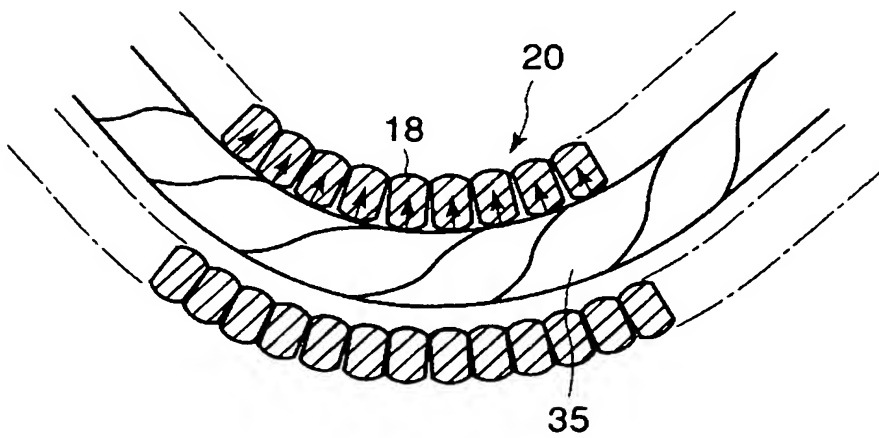
【図 17】



【図 18】

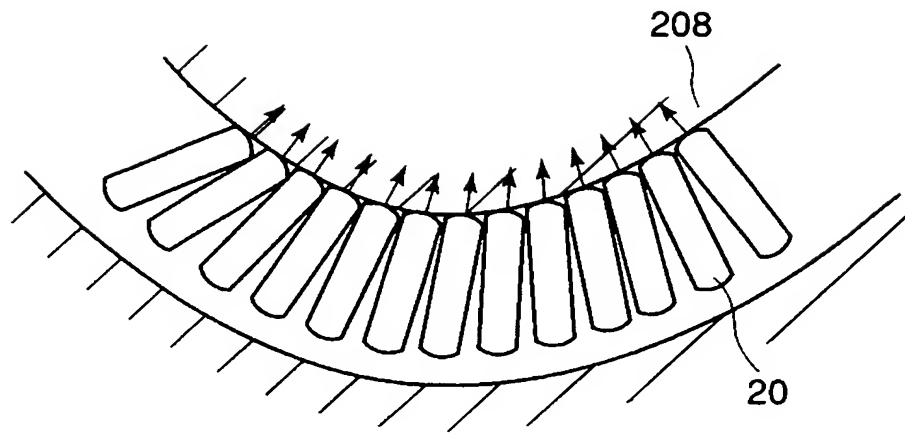


(a)

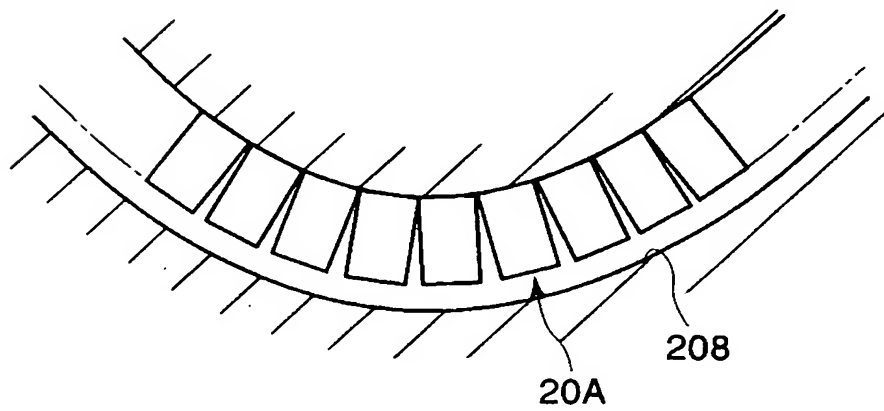


(b)

【図 19】

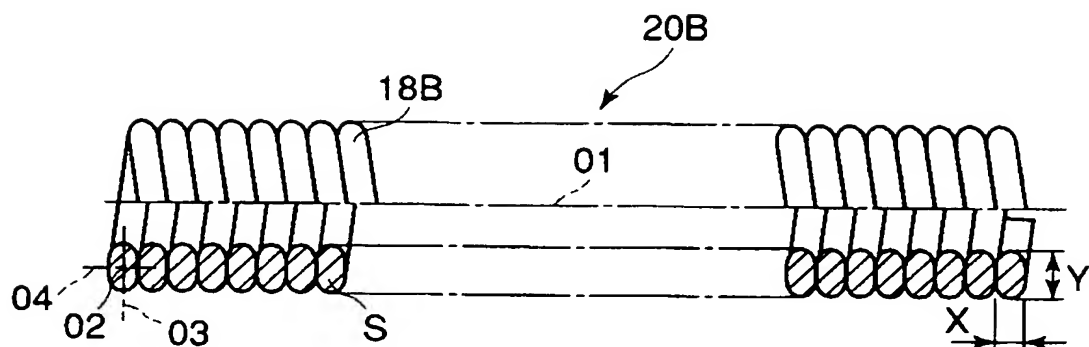


(a)

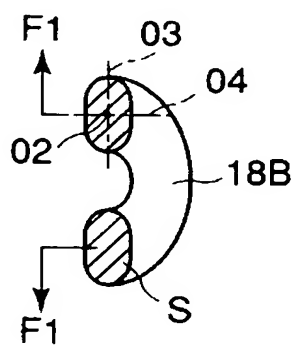


(b)

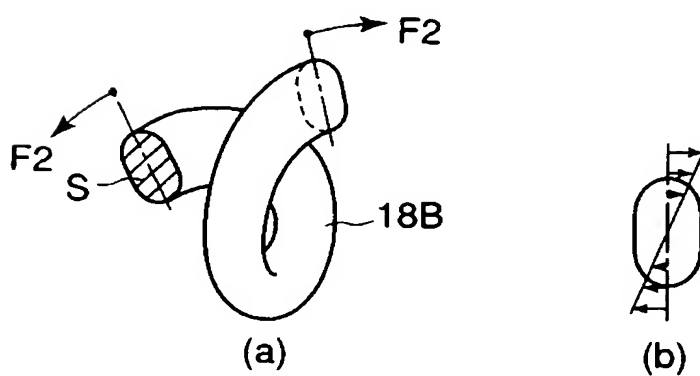
【図 20】



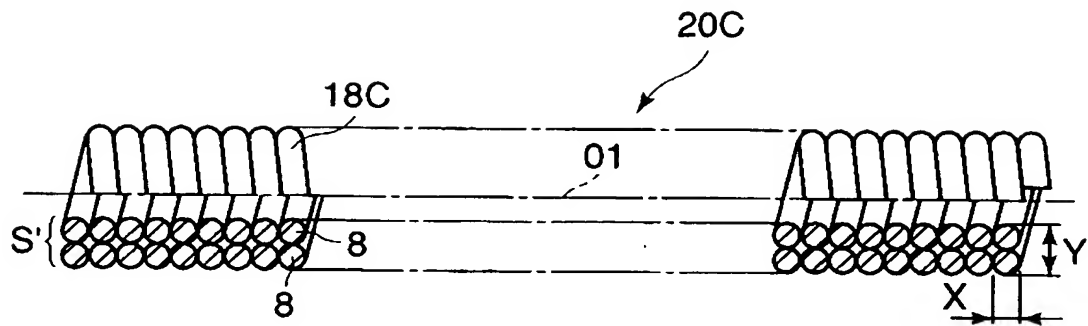
【図 21】



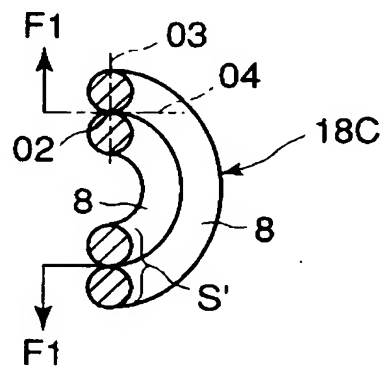
【図 22】



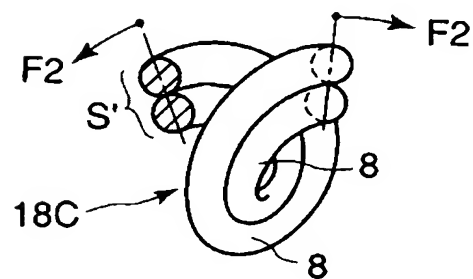
【図 23】



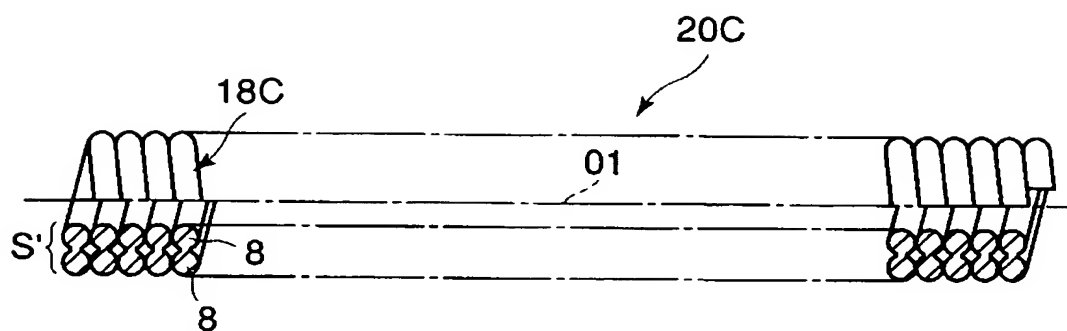
【図 24】



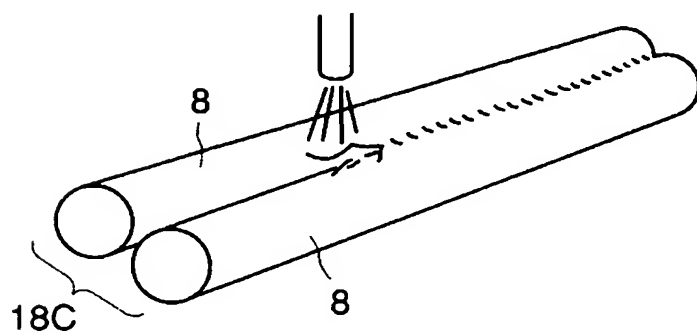
【図 25】



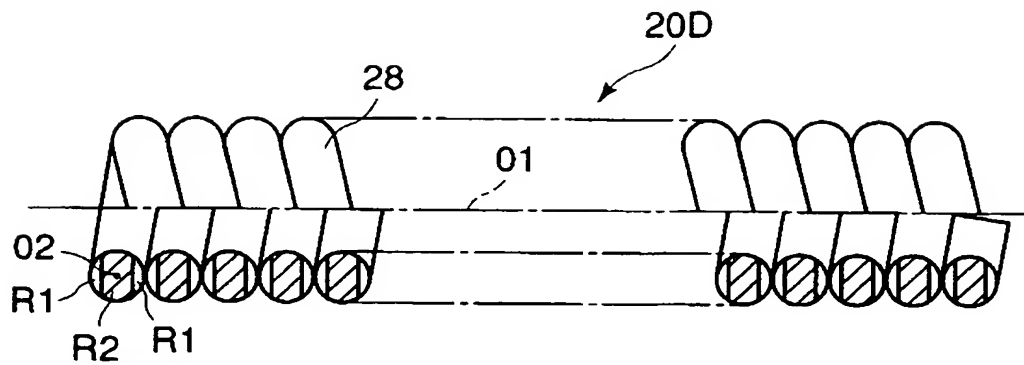
【図 26】



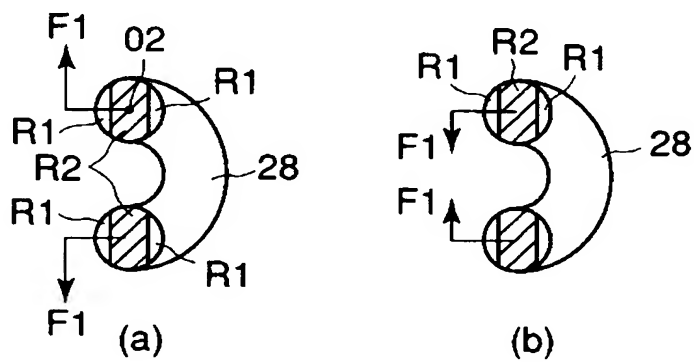
【図 27】



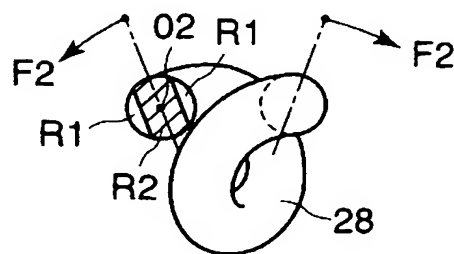
【図 28】



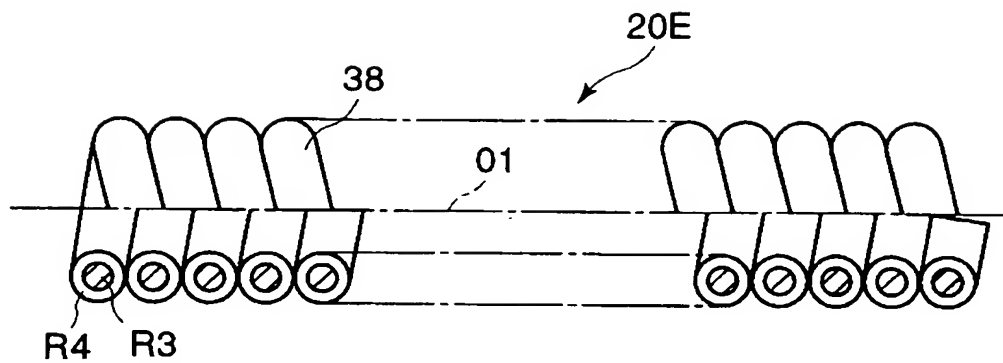
【図 29】



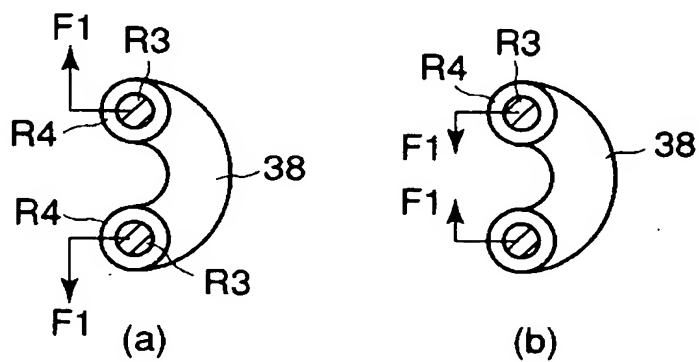
【図 30】



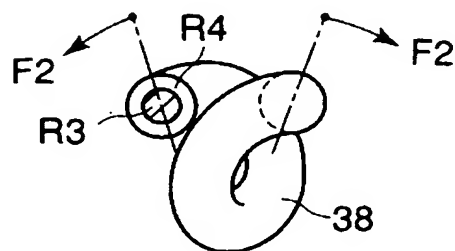
【図 3 1】



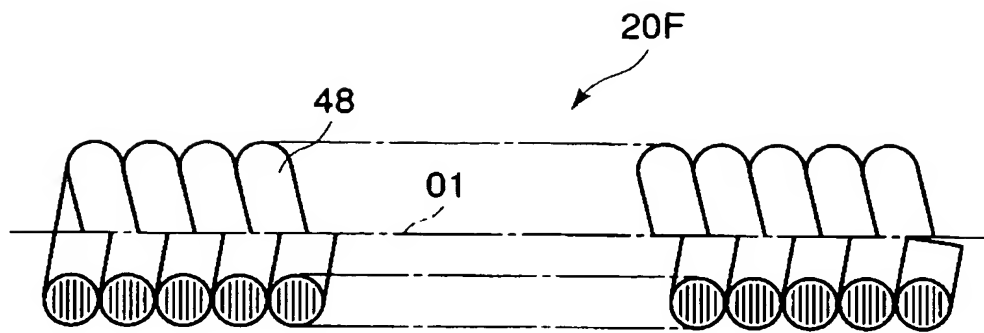
【図 3 2】



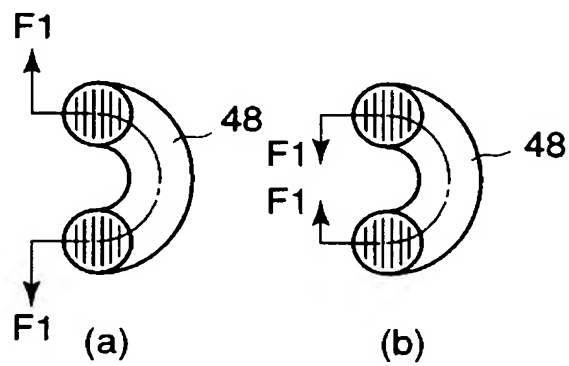
【図 3 3】



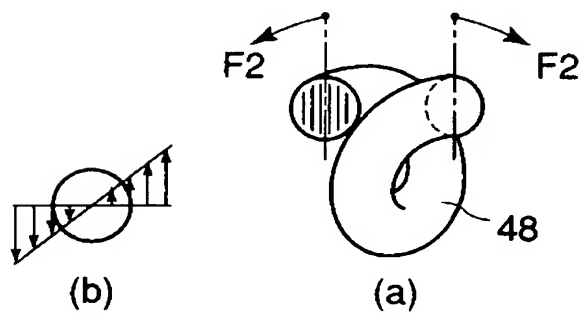
【図 3 4】



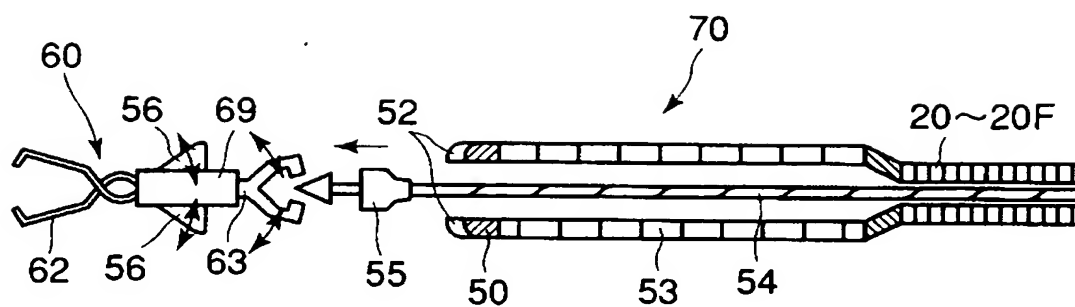
【図 3 5】



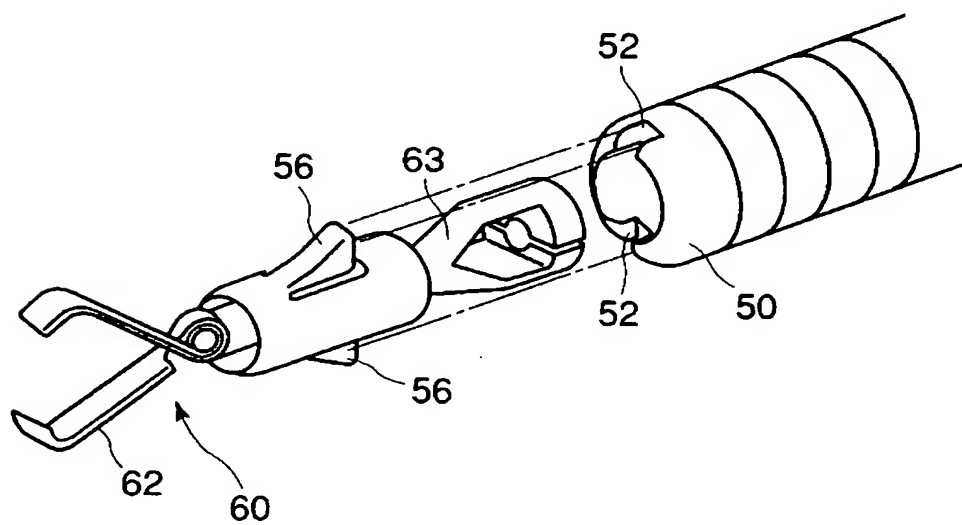
【図 3 6】



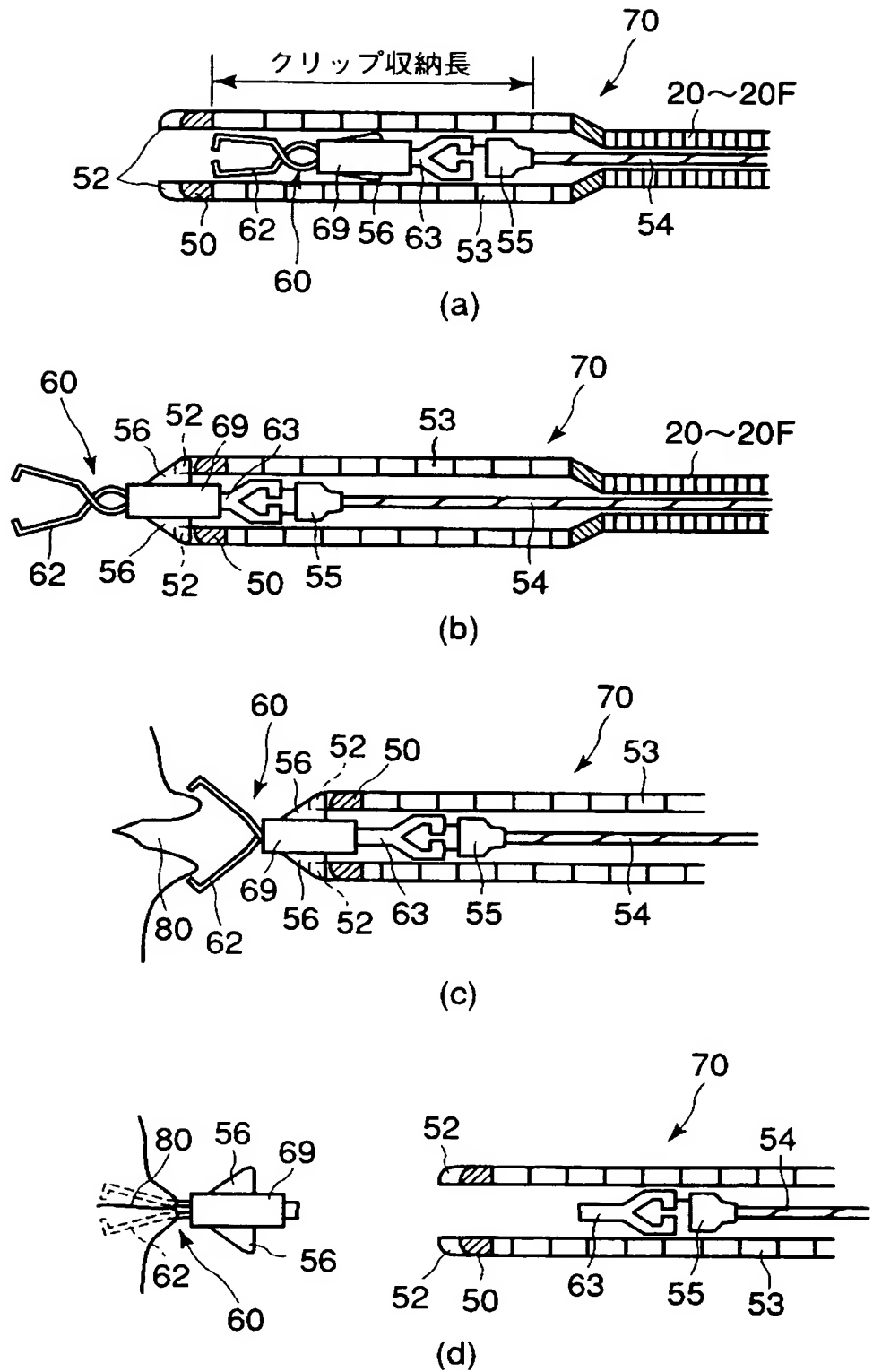
【図 37】



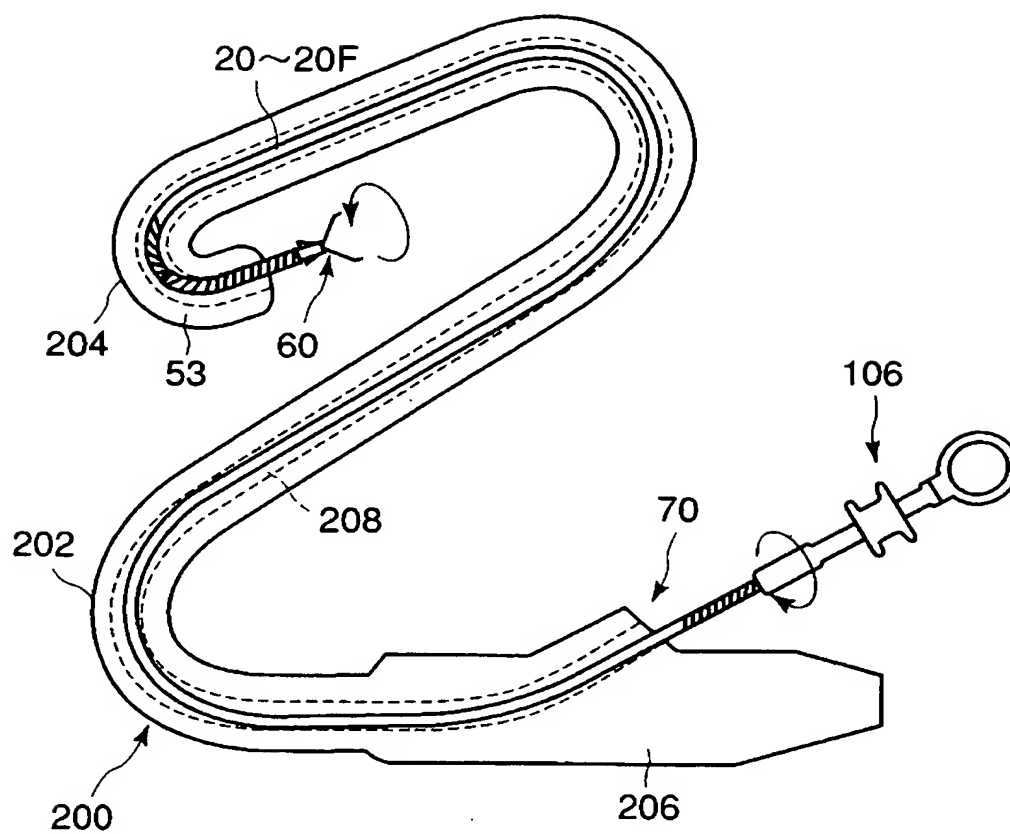
【図 38】



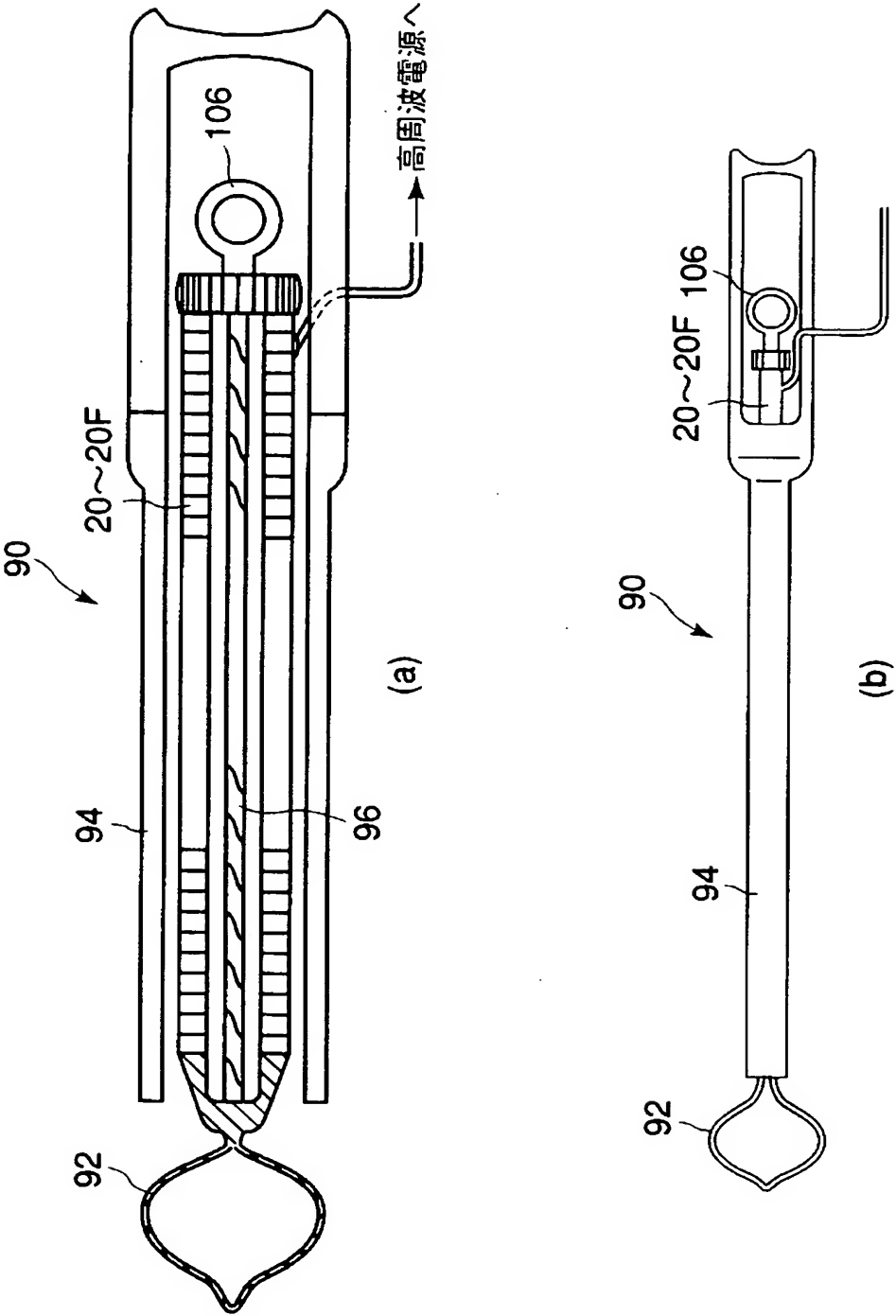
【図 3 9】



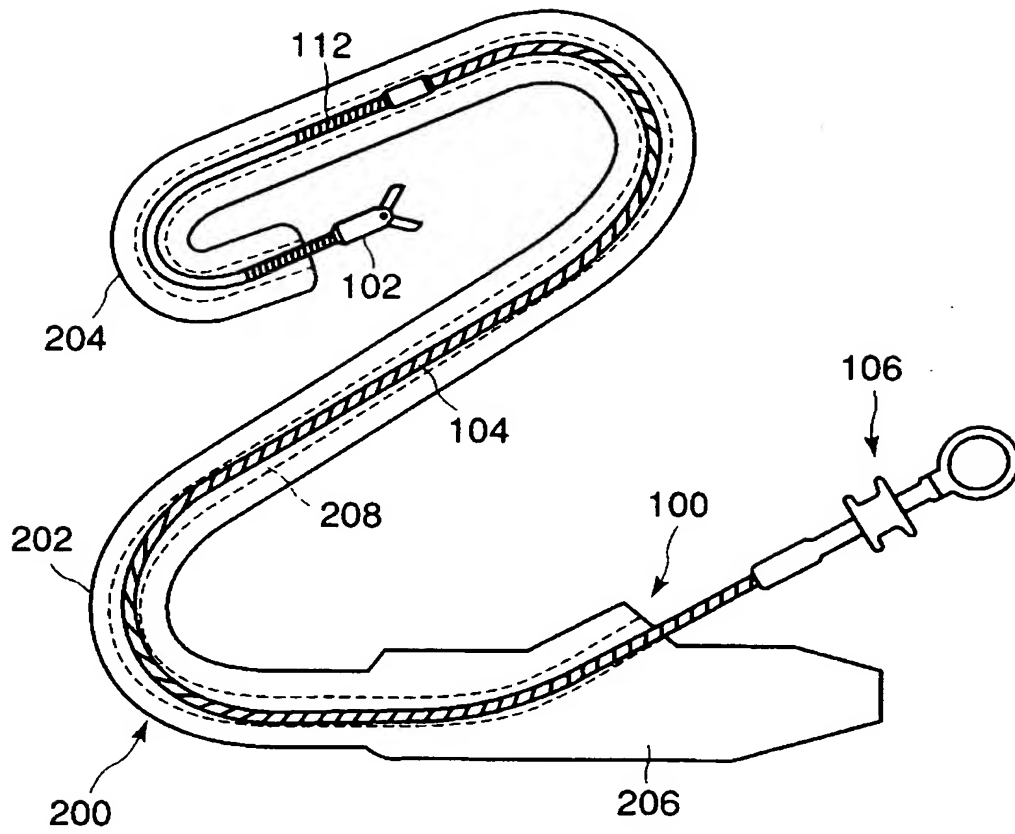
【図 40】



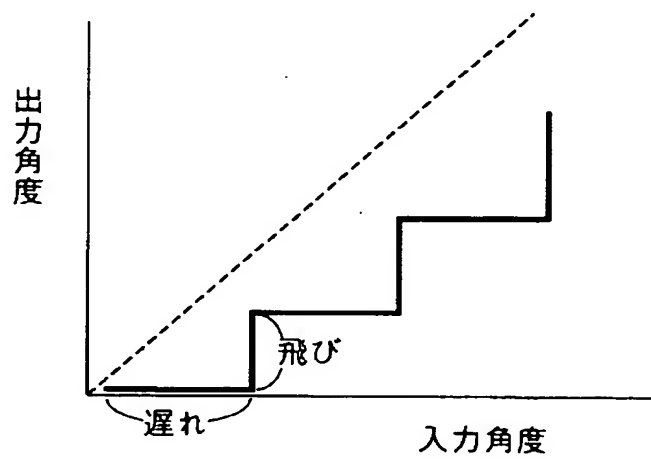
【図 4 1】



【図 4 2】



【図 4 3】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 良好な回転伝達性能を有する密巻コイル及びこの密巻コイルを用いた医療用処置具の提供を目的としている。

【解決手段】 本発明は、素線 18 を所定の第 1 の軸 O_1 を中心に所定の長さにならって螺旋状に密に巻回することによって形成される密巻コイル 20 において、素線 18 は、その素線軸 O_2 に対して垂直な断面 S において、断面 S の中心 O_2 を通り且つ第 1 の軸 O_1 と垂直な第 2 の軸 O_3 に関する断面 2 次モーメントが、断面 S の中心 O_2 を通り且つ第 2 の軸 O_3 に対して垂直で第 1 の軸に平行な第 3 の軸 O_4 に関する断面 2 次モーメントよりも小さくなるように形成されていることを特徴とする。

【選択図】 図 5

特願 2 0 0 3 - 0 5 6 2 1 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 0 3 7 6]

1 . 変 更 年 月 日

1 9 9 0 年 8 月 2 0 日

[変 更 理 由]

新 規 登 録

住 所

東 京 都 洪 谷 区 幡 ヶ 谷 2 丁 目 4 3 番 2 号

氏 名

オ リ ン パ ス 光 学 工 業 株 式 会 社